

**Untersuchungen der Halswirbelsäule unter
Verwendung kinematischer T2-BLADE Aufnahmen in
sagittaler Schnittebene im 3T-MRT mit klinischem
Bezug zum Zervikalen Syndrom**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Florian Andreas Rauer

geboren am 24.04.1986 in Naumburg

Gutachter

1. Prof. Dr. med. Thomas E. Mayer, Uniklinikum Jena
2. Univ.-Prof. Dr. med. Rolf Kalff, Uniklinikum Jena
3. PD Dr. med. Jennifer Linn, Klinikum der Universität München

Tag der öffentlichen Verteidigung: 01.09.2014

Abkürzungsverzeichnis

BLADE	PROPeLLER - Sequenz
BWS	Brustwirbelsäule
C2	Axis – 2. Zervikaler Wirbelkörper
C3	3. Zervikaler Wirbelkörper
C4	4. Zervikaler Wirbelkörper
C5	5. Zervikaler Wirbelkörper
C6	6. Zervikaler Wirbelkörper
C7	7. Zervikaler Wirbelkörper
T1	1. Thorakaler Wirbelkörper
C2/C3	Segmenthöhe zwischen C2 und C3
C3/C4	Segmenthöhe zwischen C3 und C4
C4/C5	Segmenthöhe zwischen C4 und C5
C5/C6	Segmenthöhe zwischen C5 und C6
C6/C7	Segmenthöhe zwischen C6 und C7
C7/T1	Segmenthöhe zwischen C7 und T1
CT	Computertomographie
d-NPAD	Deutsche Neck pain and Disability Scale
NPAD	Neck pain and Disability Scale

Abkürzungsverzeichnis

HWS	Halswirbelsäule
KM	Kontrastmittel
LWS	Lendenwirbelsäule
MRT	Magnetresonanztomographie
SA	subarachnoidal
SAR	subarachnoidaler Raum
SKW	Spinalkanalweite
T1 – Sequenz	MRT: T1 Sequenz
T2 – Sequenz	MRT: T1 Sequenz
TE	time to echo
TR	time to repeat
TSE	Turbo-spin-echo Sequenz beim MRT

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Inhaltsverzeichnis	II
Zusammenfassung	5
Einleitung	9
1.1 Einführung in die Thematik	9
1.2 Epidemiologie	10
1.3 Grundlagen	11
1.3.1 Das zervikale Syndrom	11
1.3.2 Anatomie und Pathophysiologie des Zervikalsyndroms	12
1.4 Diagnostik	14
1.4.1 Anamneseerhebung	14
1.4.2 Aktuelle Methoden der Bildgebung	14
1.4.3 Die Magnet-Resonanz-Tomographie – MRT	16
1.4.4 Nachteile der Magnet-Resonanz-Tomographie	20
1.4.5 Funktionelle Aufnahmen	20
2 Ziele der Arbeit	22
3 Material und Methoden	23
3.1 Patienten	23
3.1.1 Einteilung der Patienten mithilfe NPAD-d	23
3.2 Methodik der Untersuchung	24
3.2.1 MRT	24
3.2.2 BLADE – Sequenz	25
3.2.3 Funktionsaufnahmen	26

3.3	Durchführung	26
3.3.1	MRT-Bild-Parameter	26
3.3.2	Untersuchungsablauf	28
3.3.3	Lagerung und Aufnahmetechnik	28
3.4	Messung am Bild	29
3.4.1	Messung in Neutralstellung - Herkömmliche Lageposition	29
3.4.2	Messung in Anteflexion	31
3.4.3	Messung in Retroflexion	32
3.5	Statistische Evaluation	34
4	Ergebnisse.....	35
4.1	Die Ergebnisse des d-NPAD	35
4.1.1	Einteilung der d-NPAD Ergebnisse	35
4.2	Die Ergebnisse der Neutralstellung	36
4.2.1	Die den Spinalkanal einengenden Prozesse in Neutralstellung.....	36
4.2.2	Der subarachnoidale Raum in Neutralstellung	39
4.2.3	Myelondurchmesser in Neutralstellung	40
4.3	Methodenvergleich von Anteflexion und Retroflexionsstellung	42
4.3.1	Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	42
4.3.2	Ergebnisse des ausgemessenen subarachnoidalen Raumes in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	46
4.3.3	Myelondurchmesser in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	51
4.3.4	Ergebnisse der gemessenen Winkel in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	55
4.4	Weitergehende Auswertung der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen ermittelten Ergebnisse	57
4.4.1	Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen gemessenen Werte des subarachnoidalen Raumes	57

4.4.2	Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen gemessenen Winkel.....	59
4.4.3	Korrelation zwischen der Änderung der Weite des SAR und der Änderung der Winkel aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung.....	61
4.5	Spezielle Artefakte in der T2 – Blade – Sequenz.....	62
5	Diskussion	64
5.1	d-NPAD Ergebnisse	64
5.2	Datenakquisitionszeiten	65
5.3	Diskussion der Resultate in Neutralstellung	66
5.4	Diskussion des Methodenvergleichs von Anteflexion und Retroflexionsstellung.....	69
5.4.1	Die den subarachnoidalen Raum einengenden Prozesse in Anteflexions- und Retroflexionsstellung.....	70
5.4.2	Der subarachnoidale Raum in Anteflexions- und Retroflexionsstellung.....	71
5.4.3	Der Myelondurchmesser in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	72
5.4.4	Die Winkel in sagittaler Schnittebene in Anteflexions- und Retroflexionsstellung	74
5.4.5	Änderung von der in Anteflexions- und Retroflexionsstellung ermittelten Größe des subarachnoidalen Raumes und des Winkels.....	75
5.5	Methodenkritik.....	77
6	Schlussfolgerungen	78
7	Literatur- und Quellenverzeichnis	80
8	Anhang	86

Zusammenfassung

Das zervikale Syndrom ist ein sehr vielschichtiges Krankheitsbild, welches sich in unterschiedlichsten Symptomen äußern kann. Im Vordergrund stehen in der Regel nackenbetonte Schmerzen mit pseudoradikulärem Ausstrahlen in die Schultern und Oberarme sowie gegebenenfalls okzipitale Kopfschmerzen.

Die Bildgebung der Halswirbelsäule gehört zu den Pfeilern der Diagnostik, ergibt jedoch meist nur sehr unspezifische Befunde, deren kausaler Zusammenhang mit der Symptomatik häufig nicht zweifelsfrei geklärt werden kann. Die beste Visualisierung der HWS-Strukturen gelingt mit der MRT, aber auch diese Methode weist bei höherer Sensitivität für pathologische Veränderungen nur eine mäßige Spezifität auf. Ziel dieser Arbeit ist es, eine bessere Korrelation zwischen MRT-Bildgebung und klinischem Befund unter Durchführung kinematischer Stressaufnahmen herzustellen. Die Untersuchung der Patienten erfolgte im 3-Tesla MRT unter Verwendung von T2 – Blade – Sequenz, die im Vergleich zu einer gleichwertigen T2 – TSE – Sequenz eine schnellere Datenakquisition in sagittaler Schnittbildführung ermöglichte. Pro Sequenz wurde etwa ein Fünftel der üblichen Zeit in der T2 – Blade – Sequenz eingespart. Die Darstellung der HWS erfolgte wie standardmäßig in Neutralstellung und zusätzlich in Ante- und Retroflexionsstellung. Daraufhin wurden die gewonnenen Daten ausgewertet und für jedes Segment die Weite des subarachnoidalen Raumes, die Größe der Prozesse, die den Subarachnoidalen Raum einengen, die Myelondurchmesser als auch die Winkel der Wirbelkörper in den einzelnen Segmenten zueinander ausgemessen. Zusätzlich wurde der Schweregrad der Nackenschmerzen durch die Neck Pain and Disability Scale erfasst und die Patienten anhand der Scala in Gruppen eingeteilt.

Es gelang vor allem in Retroflexionsstellung vorher nicht erkannte Veränderungen sichtbar zu machen. Zusätzlich konnten funktionale Instabilitäten der Wirbelsäule besser eingeschätzt werden.

Über 50% der Patienten wurden anhand des d-NPAD in die Kategorie keine bis milde Einschränkungen eingeteilt; die übrigen gaben moderate bis schwere Einschränkungen an. Es bot sich somit ein breites Patientenspektrum, wobei jedoch der Anteil der Patienten mit „schweren Einschränkungen“ (3%) und „Extreme Schmerzen, Leiden und Funktionseinschränkungen“ nur sehr gering bzw. nicht vertreten war.

Die Messungen bei Neutralstellung in sagittaler Schnittebene kam es zu keiner Korrelation zwischen der Einteilung der Patientengruppen anhand des d-NPAD und den ermittelten meist degenerativen Veränderungen, die sich auf die Spinalkanalweite sowie den Myelondurchmesser oder auf die den Spinalkanal einengenden Prozesse auswirkten. Auch aus der Auswertung der Winkelmessungen in Ante- und Retroflexionsstellung ergab sich keine signifikante Wechselbeziehung in Bezug auf die d-NPAD Gruppeneinteilung der Patienten und deren objektivierte Schmerzausprägung. Allerdings zeigte sich, dass die unteren Halswirbelsäulensegmente am stärksten von den degenerativen Veränderungen betroffen waren. So zeigten sich in den Segmenten C4/C5 – C6/C7 die am stärksten ausgeprägten subarachnoidalen Einengungen und daraus resultierend auch die kleinsten Weiten des subarachnoidalen Raumes. Dieser wurde bei den oben genannten Höhen durch Einengungen von bis zu 4 mm Größe auf bis zu unter 7 mm stenotisiert. Die durchschnittliche Weite des Subarachnoidalraumes betrug ca. 10 bis 11 mm. Die Protrusionen im Mittel ca. 1 mm bis etwa 1,6 mm auf. In diesen Segmenten war außerdem die größte Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsstellung gemessenen und gemittelten Winkel mit 7 bis 10° nachweisbar.

Generell unterschieden sich die in Ante- und Retroflexion gemessenen Werte der Weite des subarachnoidalen Raumes sowie dessen einengender Prozesse und die entsprechenden Myelondurchmesser derart signifikant voneinander, dass bewiesen wurde dass es durch diese zusätzlichen Messmethoden zu einem deutlichen Informationszugewinn kommt. Zudem konnte auch eine signifikante

Korrelation von 0,338 ($p < 0.005$; 2-seitig signifikant) zwischen der Beweglichkeit der einzelnen Segmente und der Einengung des subarachnoidalen Raumes festgestellt werden. Dieser wird in Retroflexion umso mehr eingeengt desto größer die Beweglichkeit der einzelnen Segmente ist. Eine maximale Verringerung der Spinalkanalweite von bis zu über 29% konnte in den Segmenten C4/C5, C5/C6 und C6/C7 nachgewiesen werden.

Bei der Auswertung der T2 – Blade – Sequenz fielen sägezahnartige Artefakte auf, welche bei einer nickenden Kopfbewegung entstehen können und auch bereits in anderen Studien bei der Verwendung der T2 – Blade – Sequenz in sagittaler Schnittführung beschrieben wurden (Fellner et al. 2010).

Die Funktionsaufnahmen unterschieden sich signifikant von den standardmäßigen Aufnahmen, die in Neutralstellung angefertigt worden waren. Diese liefern zusätzliche Informationen für den Diagnostiker, welcher somit nicht nur ein Bild der anatomischen Strukturen der HWS zur Verfügung hat, sondern auch Befunde erheben kann, die erst durch derartige Stressaufnahmen zum Vorschein kommen können. Hierbei zeigte sich, dass sich der Spinalkanal besonders in einer Retroflexion verengt und die spinalen Einengungen - meist durch Bandscheibenprotrusionen bedingt – in Korrelation zunehmen. Prinzipiell bestätigte sich auch, dass die untere Halswirbelsäule am häufigsten von degenerativen Veränderungen betroffen ist. Zudem spiegelte die erhöhte segmentale Beweglichkeit diese Degenerationen wider.

Die Korrelation zwischen der Einteilung der Patienten anhand der d-NPAD und den in medianer Schnittebene ermittelten Veränderungen gestaltete sich schwierig, da die mediane Schnittebene nicht alle pathologischen Veränderungen wiedergeben konnte. Aufgrund der Komplexität des Aufbaus der Halswirbelsäule reicht eine Auswertung in lediglich medianer Schnittebene in T2 – Wichtung nicht aus, um jede anatomische Veränderung zu erfassen, die sich auch in der entsprechenden Symptomatik und Klinik widerspiegelt. Anatomische Veränderungen wie ossäre Veränderungen, Bandscheibendegenerationen als auch Signalveränderungen im Myelon wurden aufgrund der Komplexität in dieser Studie nicht berücksichtigt. Die Funktionsaufnahmen erbringen einen Informationszugewinn, der nicht unterschätzt werden darf. Insbesondere bei

Patienten mit einer sehr flexiblen Halswirbelsäule können deutliche Stenosierungen des SAR erst in Retroflexionsaufnahmen dargestellt werden.

Patienten, die einen großen Bewegungsumfang in einem Segment aufwiesen, zeigten auch große Änderungen der Spinalkanalweite auf, wenn man diese in Anteflexions- und Retroflexionsstellung vergleicht. Die in dieser Studie ausgewerteten Daten, welche in Neutralstellung in medianer Schnittebene erhoben wurden, korrelierten nicht mit den in dem d-NPAD gewonnenen Informationen.

Einleitung

1.1 Einführung in die Thematik

Studien zeigen dass die Prävalenz von Rücken- und Nackenschmerzen in der deutschen Bevölkerung in den letzten Jahren deutlich zugenommen hat. Mehr als 50% der Bevölkerung weisen zervikale Zeichen einer Spondylosis deformans auf. Von den bildgebenden Verfahren stellt die Magnet-Resonanz-Tomographie zurzeit die beste Methode zur Ursachenfindung dar. Vor allem bei einem Defekt der Weichteilstrukturen werden hier exakte Aussagen ermöglicht. Bedingt durch diesen kontinuierlich steigenden Bedarf wird auch die entsprechend angewandte Technik weiter ausdifferenziert und weiterentwickelt. Heutzutage erlauben speziell navigierte Sequenzen, wie beispielsweise die T2 – BLADE – Sequenz, eine bessere Bildqualität mit einer Reduktion von bewegungsassoziierten Artefakten (Ragoschke-Schumm et al. 2011, Fellner et al. 2010, Tamhane und Arfanakis 2009, White et al. 2010, Elen et al. 2010). Somit können nicht nur detailgenauere Aufnahmen realisiert sondern auch Untersuchungszeiten verkürzt werden. Im Idealfall wird durch eine Kombination von navigierter Bilderfassung und kinematischen Einstellungen des zu untersuchenden Gebietes ein weiterer Wissenszuwachs ermöglicht (Allmann et al. 1998). Im Falle der zuvor erwähnten Rücken- und Nackenschmerzenthematik ist die Darstellung der funktionellen Interaktionen der verschiedenen Halswirbelsäulenelemente eine optimale Option zur genaueren Diagnosestellung und letztendlich daraus resultierender besseren Therapiemöglichkeit (Morishita et al. 2008a, Miyazaki et al. 2008b, Miyazaki et al. 2008a, Allmann et al. 1998).

1.2 Epidemiologie

Schmerzen sind die am häufigsten vorkommenden körperlichen Beschwerden, die in der Allgemeinbevölkerung und somit auch im klinischen Alltag berichtet werden. Ein Großteil dieser Schmerzen ist als chronisch einzustufen, weil sie einerseits dauerhaft bestehen oder andererseits immer wiederkehrend sind. Die häufigsten chronischen Schmerzen sind Rückenschmerz, Kopf- und Gliederschmerz, Muskel- und Gelenkschmerzen, sowie der Schulterschmerz und der Nackenschmerz, der im Mittelpunkt dieser Studie steht. Eine 1-Jahresprävalenz von 34,4% (Bovim et al. 1994) wird von einer norwegischen repräsentativen Studie berichtet. In einer anderen ebenfalls norwegischen Studie gaben 15,4% der Männer und 24,9% der Frauen an, dass sie unter Nacken- und Schulterschmerzen leiden (Andersson et al. 1993). Von 8000 Befragten einer finnischen Studie gaben 9,5% der Männer und 13,5% der Frauen der über 30-Jährigen an, unter Nackenschmerzen zu leiden (Loney und Stratford 1999). In Kanada ist unter anderem eine Punktprävalenz von 22% bekannt (Cassidy et al. 1998). Eine deutsche Studie vergleicht die häufigsten Schmerzen und Beschwerdeformen im Jahr 1975 und denen 1994 (Schumacher und Brahler 1999). Dabei zeigt sich ein deutlicher Anstieg, sowohl der schwachen, als auch der starken Nackenschmerzen in der deutschen Bevölkerung. So hat der Anteil der Befragten von 42,2% im Jahr 1975 um fast 15% zugenommen und belegt mit 57,2% Platz 3 der häufigsten Schmerzmanifestationen 1994. Der Trend zeigt außerdem eine Zunahme der Prävalenz der Nacken- und Rückenschmerzen in den neuen Bundesländern. Außerdem berichtet die gleiche Studie von einem deutlichen Alterseffekt. Hierbei ist die Korrelation 1994 deutlich stärker ausgeprägt als 1975. Es wird beschrieben, dass 1975 die 18-30 Jährigen 32% Nackenschmerzen berichten und 1994 die gleiche Altersgruppe einen Zuwachs von fast 50% auf 44,8% angibt. Bei den 51-60 Jährigen wird ebenfalls von einem vermehrten Auftreten berichtet, so sind 1994 schon 70,6% der Befragten von Nackenschmerzen betroffen, vergleichend mit 56,5% im Jahr 1975. Auch das Geschlecht hat einen bedeutsamen Einfluss auf das Schmerzerleben. Frauen berichten sowohl 1975, als auch 1994 signifikant häufiger über ausgeprägtere Nackenschmerzen als Männer.

1.3 Grundlagen

1.3.1 Das zervikale Syndrom

Der Begriff ‚Zervikalsyndrom‘ wird als Diagnose für eine Vielzahl von Fällen benutzt, welche ähnliche Symptome und klinische Untersuchungsergebnisse aufweisen. Die genaue Definition besagt:

„Durch Halswirbelsäulenerkrankungen, -verletzungen bzw. HWS-Distorsion bedingtes Vertebralesyndrom. Als akutes (durch Bandscheibenprolaps, Subluxation der Atlantookzipitalgelenke), v.a. aber als chronisches Zervikalsyndrom, u. zwar als neuroradikuläres Zervikalsyndrom (mit Spinalnervenzusammenstoß; bei Schwäche der WS-Bänder u. sekundärer Osteophytenbildung), als funikuläres Zervikalsyndrom (mit Irritation von Rückenmarksträngen; führt zu dumpfen Schmerzen in der unteren Körperhälfte, evtl. Beinschwäche, Blasenstörungen), als muskulo-tendinotisches Zervikalsyndrom (bei Reizzustand örtlicher Muskelansätze), als vegetativ-vaskuläres Zervikalsyndrom (Zervikobrachialsyndrom). Nach dem Irritationsort bezeichnet z.B. als C8-Syndrom (Reizung der Spinalwurzel C₈; führt zu ellenseitiger Funktionsstörung der kleinen Muskeln u. Sensibilitätsstörung).“
(RocheLexikon 2003)

Die sehr weitreichenden Symptome können in einer Vielzahl von Schmerzarten auftreten und sich unter anderem auch in Form von Kopf-, Nacken- oder Schulterschmerzen widerspiegeln. Desweiteren können auch muskuläre Verspannungen in der Nacken- und Schultergürtelregion vorkommen, die auch mit einem steifen Hals bis hin zu einer Lordosefehlstellung assoziiert sein können.

Nervenzusammenstoßirritationen der kranial gelegenen Nervenzusammenstoßwurzeln können auch migräneartige Schmerzen oder Schmerzen, die periokulär oder retroaurikulär wahrgenommen werden, erzeugen. Daneben wird auch über eine Visusverschlechterung, Verwirrtheit und Übelkeit berichtet. Es werden auch Schmerzen und Parästhesien in Armen und Händen beschrieben, sowie

motorische Minderfunktionen, die auch die Beweglichkeit und somit die Funktionalität der Halswirbelsäule einschränken und den Leidensdruck des Patienten erhöhen. Symptome weiter kaudal gelegener Nervenwurzelirritationen können sich in thorakalen Schmerzen bis hin Angina pectoris ähnlichen Beschwerden äußern (Jackson 2010).

1.3.2 Anatomie und Pathophysiologie des Zervikalsyndroms

Die folgende Aufführung des anatomischen Aufbaus der (Hals-) Wirbelsäule soll zeigen, dass es sich bei der Halswirbelsäule um ein komplexes System von verschiedensten Strukturen handelt, die diverseste Angriffspunkte für Veränderungen bieten. Es sollen die engen räumlichen Beziehungen anschaulich dargestellt werden, um die ausdifferenzierten Problemherde zu verdeutlichen.

Die Wirbelsäule nimmt die Funktion des Stützorgans des Körpers ein. Sie ist durch eine Kombination von starren, passiven Bauelementen wie Wirbelkörper, Bandscheiben und Bändern und beweglichen, aktiven Bestandteilen, den Muskeln, gekennzeichnet. Vor allem die enorm bewegliche Halswirbelsäule wird im modernen Alltag stark beansprucht. Dabei beträgt die Anteflexion normalerweise 40° , die Retroflexion 70° . Die Rotation ist mit 70° nach links und 70° nach rechts beschrieben. Der Normwert der Seitneigung ist mit 35° anzugeben.

Die Halswirbelsäule besteht aus sieben Wirbelkörpern, von denen der dritte bis siebente Wirbelkörper einen identischen Aufbau aufweisen. Der erste Wirbelkörper, der Atlas, ist durch das Fehlen des Wirbelkörpers gekennzeichnet wohingegen der zweite, der Axis, durch den zusätzlichen Dens-Axis charakterisiert wird. Die Wirbelkörper artikulieren über die Facettengelenke, welche aufgrund ihrer 45° Neigung zueinander einen sehr großen Bewegungsumfang ermöglichen. Die Nervenwurzeln treten durch die Neuroforamina, kleine knöcherne Kanäle, aus. Die Facettengelenke ermöglichen nur eine geringe Veränderung des vertikalen Durchmessers, aber erlauben eine relativ große anteriore-posteriore Durchmesseränderung dieser Neuroforamina. Die Nervenwurzeln können diese Öffnungen in der Regel gut passieren, sind aber sehr anfällig für mechanischen Stress. Letzterer wird

vorrangig durch die Einengungen der Foramina durch die Wirbelkörper und Facettengelenke ausgelöst. Daraus resultierende Nervenwurzelirritationen können sich aufgrund von sensorischen Beschwerden wie Parästhesien, welche auch segmentübergreifend auftreten, äußern. Reflektorisch kann eine motorische Reaktion in Form von Muskelverspannungen entstehen. Andere Ursachen für Nervenwurzelirritationen können Wirbelkörpergleiten, Subluxationen, Schäden im ligamentären Apparat, Hypertrophie des Knochens in Form von Osteophyten, aber auch Frakturen, eine Anschwellung der Kapselstrukturen durch inflammatorische Prozesse oder allergischen Reaktionen und die durch Bandscheiben bedingte Einengungen sein. Eine gesonderte Stellung nehmen Schleudertraumata ein, da diese sowohl kapsuläre Strukturen als auch knöcherne Fehlstellungen bedingen können (Jackson 2010).

Erfahrungsgemäß kommen Bandscheibenveränderungen hauptsächlich im höheren Alter vor, können aber auch schon in jüngeren Jahren auftreten. Die altersbedingte Degeneration wird durch einen Wasser und Proteoglykanverlust verursacht (Jenkins et al. 1985, Panagiotacopulos et al. 1987, Tertti et al. 1991). Als Hauptursache ist dabei eine Dauerbelastung und damit auch eine irreversible Schädigung der Bandscheibe anzusehen. Häufig wird dieses durch eine bradytrophe Ernährung des beanspruchten Gewebes begünstigt. Dieser Funktionsverlust der Bandscheibe kann sich in Form von Höhenminderung widerspiegeln. Das Risiko einer Protrusion oder eines Prolapses steigt mit Zunahme der degenerativen Veränderungen an (Urban und Roberts 2003).

Wie anfangs erwähnt dient die obige Beschreibung der (Hals-) Wirbelsäule der Veranschaulichung der Komplexität der selbigen. Es soll deutlich gemacht werden dass die Spinalnerven, das Rückenmark und auch die vertebralen Gelenke nur mäßig tolerant gegenüber traumatischen und degenerativen Veränderungen sind.

1.4 Diagnostik

In diesem Abschnitt kommen sowohl Themengebiete der Anamnese als auch der fassbaren klinischen Untersuchungsergebnisse, sowie bildgebende Verfahren zum Tragen. Im Folgenden werden die einzelnen genannten diagnostischen Methoden und ihre Relevanz für die durchgeführte Studie genauer beleuchtet.

1.4.1 Anamneseerhebung

Selbstverständlich ist das persönliche Gespräch mit dem Patienten ein effektives Mittel zur Anamneseerhebung. Vor allem aufgrund des vermehrten Auftretens von Rücken- und Nackenschmerzen in der heutigen Zeit ist es ratsam detaillierte Hintergrundinformationen zu generieren und die Beschwerden nicht als Symptome einer ‚Volkskrankheit‘ abzuurteilen. Im Rahmen der durchgeführten Studie wurde ein Fragebogen als zusätzliches Instrument zur Anamneseerhebung genutzt. Der Fragebogen bietet die Möglichkeit, die vom Patienten angegebenen Empfindungen und sein persönliches Schmerzerleben und den Leidensdruck objektiv zu erfassen. Hier kam die deutsche Version der ‚**NeckPain And Disability Scale**‘ (kurz NPAD-d) zum Einsatz bei der besonderen Wert auf das Schmerzempfinden und dessen Auswirkungen auf Emotionen, Gefühle, Einschränkungen im Alltag sowie Sexualität und veränderte Zukunftsaussichten genommen wird (Scherer et al. 2008, Wheeler et al. 1999).

1.4.2 Aktuelle Methoden der Bildgebung

Die radiologischen Modalitäten zur Untersuchung der Halswirbelsäule sind das konventionelle Röntgen, CT, MRT und mit Einschränkungen die Sonographie. Bevor im nächsten Kapitel detailliert auf die angewandte Magnetresonanztomographie eingegangen wird, soll dieser Abschnitt einen kurzen Abriss über die aktuell verfügbaren Methoden zur Diagnostik im Gebiet der Halswirbelsäulen-Untersuchungen liefern.

Konventionelles Röntgen

Die Aufnahmen des konventionellen Röntgens sind bereits seit über 100 Jahren bekannt, haben allerdings nur begrenzte Aussagekraft im untersuchten Fall, da

dieses ausschließlich Skelettstrukturen und luft- bzw. gashaltige Organe deutlich darstellen. Selbst die skelettalen Anteile können durch das Röntgen nicht immer exakt dargestellt werden und so können auch Diagnosen wie zum Beispiel bei stumpfen Traumata Verletzungen nicht erfasst werden (Griffen et al. 2003). Die für die Studie relevanten Weichteilstrukturen, wie Bandscheiben, Rückenmark und Bänder sind jedoch schlecht oder gar nicht beurteilbar. Eine Verbesserung der diagnostischen Aussagekraft besteht im Einsatz von intrathekalem Kontrastmittel. Der Liquorraum kann durch Kontrastmittelgabe (KM), in Form einer Myelographie, dargestellt werden. Diese invasiven Methoden sind jedoch unangenehm für die Patienten, und weisen Risiken wie allergische Reaktionen, Infektionen, Schädigung des Rückenmarkes sowie Nierenfunktionsstörung auf (Lance und Killen 1959, Killen und Lance 1960).

Die Computertomographie – CT

Die Entwicklung der CT führt zu einer überlagerungsfreien Darstellung und einem besseren Kontrast. Zusätzlich liegt der Vorteil in der computergestützten Nachbearbeitung der Daten. Im Gegensatz zum Gehirn, bei dem die CT eine gute Gewebsdarstellung mit Unterscheidung der weißen und der grauen Substanz, der Abgrenzung der Gyri und dem Liquorraum bietet, ist die Situation der CT der Wirbelsäule anders. Durch die relativ große Umknöcherung des relativ kleinen Rückenmarks, ist dessen diagnostische Beurteilbarkeit stark eingeschränkt. So zum Beispiel bei der Diagnostik von Aufpralltraumata. Selbst neuere 40-slice CT Aufnahmen können hier nicht zu den Informationen wie ein MRT führen (Lundberg 2008, Menaker et al. 2010). Die Kontrastmittelgabe ist prinzipiell möglich und kommt zur Anwendung, um einen besseren Kontrast zu den Weichteilen, wie Bandscheiben, Nervenwurzeln oder anderen Weichteilstrukturen, herzustellen. Diese CT-Myelographie ist aber nicht länger Goldstandard bei der Diagnostik von Bandscheibenprotrusionen oder Nervenwurzelkompressionen. Sie ist aber immer noch eine sehr gute Alternative, um unverfälschte Bilder, wie sie bei der MRT durch Metalle entstehen können, zu erzeugen (Ozdoba et al. 2011).

Sonographie

Die Sonographie gewinnt zunehmend bei der Behandlung an der Wirbelsäule von Bedeutung. So wird die Ultraschall-Bildgebung genutzt um Strukturen darzustellen, die besonders empfindlich sind bei Eingriffen wie zum Beispiel spinale Anästhesieverfahren (Narouze und Peng 2010). Bei der Anwendung bei Nervenblockaden der Halswirbelsäule hat sich dieses Verfahren mit sehr hohen Erfolgsraten etabliert (Narouze 2012, Siegenthaler et al. 2012, Lee et al. 2008). Besonders in der Schmerzbehandlung kann die Sonographie mit Echtzeitdarstellung der Strukturen und fehlender Strahlenexposition bei Injektionen von Anästhetika helfen (Narouze 2008).

1.4.3 Die Magnet-Resonanz-Tomographie – MRT

Durch die Einführung der Magnet Resonanz Bildgebung wurde die Diagnostik des Rückenmark und der Weichteilstrukturen sehr stark verbessert. Ein Vorteil ist, dass keine Hochkontrastartefakte, die durch knöcherne Bestandteile, wie sie beim konventionellen Röntgen und CT auftreten, erzeugt werden (Modic et al. 1983). Entzündliche Erkrankungen wie im Gebiet der Rheumatologie können durch die MRT-Diagnostik besser beurteilt werden (Mawhinney et al. 1986). Außerdem ist diese Untersuchung am sensitivsten in der Darstellung von frühen Formen von degenerativen Bandscheibenveränderungen. Ein anderer großer Zugewinn durch die MR-Bildgebung ist eine hohe technische Flexibilität. Bei CT Untersuchungen wird ausschließlich die Schwächung des Strahlenbündels zur Bildentstehung genutzt. Bei der Magnet Resonanz Technik können durch Modifikationen von Gradienten und Hochfrequenzimpulsen unterschiedliche Gewebskontraste erzeugt werden. Bei der Verwendung einer T1 – Sequenz kommt es somit zur Darstellung von Fett durch ein hohes Signal. Bei Änderung der Methode auf eine T2 – Sequenz wird das Signal von Fett geringer als in der T1 – Sequenz, das von Flüssigkeiten wird jedoch stärker dargestellt (DeVries R. M. und Manne 2003). Daher sind auch ohne Kontrastmittelgaben bessere Ergebnisse, als mit einer CT erreichbar. Die Möglichkeit, ein Kontrastmittel in der MRT zu verwenden, besteht auch, ist aber oft nicht nötig. Ein Vorteil hierbei ist eine geringere Toxizität und weniger allergische Reaktionen als bei dem für das CT verwendete jodhaltige KM.

1.4.3.1 Artefakte in der MRT-Bildgebung

Es ist bekannt, dass die Bewegungen von Patienten zu unterschiedlichen Artefakten in der MR-Bildgebung führen können. Diese können je nach Ausmaß von leichter Unschärfe bis hin zur Entstehung von Geisterbildern führen. So können Atembewegungen oder Schlucken besonders bei der Untersuchung von angrenzenden Gebieten zu solchen Veränderungen im Bild führen. Ein Hauptproblem bei der MRT-Bildgebung sind neben Bewegungsartefakten auch die durch einen Fluss entstandenen Bildverzerrungen. Bei diesen bewegen sich die angeregten Protonen aus dem Aufnahmebereich heraus (Taber et al. 1998). In Gefäßen oder Lumen in denen sich Flüssigkeiten bewegen, ändert sich somit ebenfalls die Lage der Protonen. Ein solches Lumen ist der Durasack, in dem der Liquor fließt. Dies hat zur Folge, dass sich die ursprünglich angeregten Protonen zum Zeitpunkt der Bildaufnahme an einer anderen Stelle befinden und dort ein Signal erzeugen (Enzmann und Pelc 1991). Der Bildpunkt der durch diesen sich wegbewegten Spin präsentiert werden soll bleibt dunkel oder wird durch ein anderes erregtes Proton repräsentiert. Es kommt hier zu einer Phasenfehlstellung. Das eigentliche Signal kann aber auch erfasst werden. Dieser Punkt kann auch außerhalb des Körpers liegen. Bei einem pulsatilen Fluss kann ein solches Artefakt auch periodisch Auftreten (Melhem 2000, Taber et al. 1998). Diese werden im k-Raum erfasst und können als so genannte Mehrfachgeister in Erscheinung treten.

Eine Verringerung der Artefaktentstehung kann dadurch erzielt werden, dass man die vom Patienten ausgeführten Bewegungen vermindert. Daher soll ein kooperativer Patient möglichst bequem und damit auch ruhig liegen um die Erzeugung bewegungsbedingter Artefakte zu vermeiden. Die Patienten mit Schmerzen sollen eine angemessene Schmerzmedikation bekommen. Auch eine externe Fixation der Lage bei Kopf- oder Halsaufnahmen durch Kopfstützen vermindert ebenfalls die Ursachen der Artefaktentstehung.

Die MR-Diagnostik wird immer wieder vor große Probleme gestellt, wenn die Untersuchten sich unkooperativ zeigen. Dabei muss vor allem an pädiatrische Patienten oder solche nach einem Schlaganfall gedacht werden, die sich unwillkürlich bewegen. Um hier diagnostisch aussagekräftige Aufnahmen zu

erhalten, kann es notwendig werden, diese Patienten unter Sedierung oder sogar in allgemeiner Anästhesie zu untersuchen. (Forbes et al. 2003).

Eine andere Möglichkeit, um artefaktärmere Bilder zu erstellen, bieten spezielle Sequenzen. Die Turbo Spin Echo (TSE) Sequenz führt dabei zu einer Reduktion von bewegungsassoziierten Artefakten im Vergleich zu einfachen Spin-Echo-Sequenzen (Gorres et al. 1998). Diese kann auf Grund der wesentlich verkürzten Untersuchungszeit mehrfach detektiert und somit ein gemitteltes Bild erstellt werden. Eine zu große Anzahl an Mittelungsschritten führt jedoch wieder zu langen Messzeiten, die wiederum ein großes Potential für eine vermehrte Bewegung bieten.

Ein sogenanntes Navigatorecho kommt ebenfalls zur Anwendung. Dieses kann Lageveränderungen erfassen und die Verarbeitung des Bildes wird daraufhin der neuen Lage anpasst. Dieses Verfahren ist wiederum sehr aufwändig und zeitintensiv (Mendes et al. 2009). Eine Variante, deren Untersuchungszeit weniger intensiv ist, bildet die retrospektive Nachbearbeitung und Korrektur der Daten, die für den k-Raum ermittelt wurden. Ein Problem stellt sich bei dieser Bearbeitung jedoch auch dar. Die Bewegungsrichtung muss von dem Navigator vorher erfasst werden, um die Berechnung richtig durchführen zu können. Beim Orbitalen Navigator wird so eine parallele und rotatorische Komponente benötigt. Im folgenden Kapitel wird auf die BLADE-Sequenz eingegangen die eine weitere Form der navigierten Sequenz darstellt (Pipe 1999). Neben diesen erwähnten Möglichkeiten durch verschiedene Sequenzen kann auch eine Reduktion der Matrixgröße die Untersuchungszeit verkürzen und dadurch zu Bildern führen, die weniger Bewegungsartefakte aufweisen. Durch Stressaufnahmen wie zum Beispiel in Anteflexions- und Retroflexionsstellung durchgeführten HWS-Untersuchungen ist eine bequeme und damit bewegungsarme Lagerung nicht immer möglich. Deshalb muss von extern eine Stabilisation des Kopfes erfolgen. Damit werden auch die Bewegungen des Halses reduziert und die Bildqualität verbessert.

1.4.3.2 Die MRT BLADE-Sequenz

Die einfachen Spin-Echo Messungen ergeben ein Signal, das zum Bild umgewandelt wird. Pro HF-Anregung wird ein einzelnes Echo empfangen,

welches zu sehr langen Messreihen führt, die jedoch relativ artefaktrobuste Bilder ergeben. Turbo-Spin-Echo Sequenzen verkürzten die Messzeiten deutlich. Das Echo kann nochmals durch einen 180°-Puls erregt werden und weitere 180°-Pulse folgen, die wiederum jeweils ein Signal zur Bildgebung liefern können. Die Datenerhebung bei der Spinecho-Sequenz erfolgt, indem der k-Raum Linie für Linie ausgelesen wird. Im Gegensatz dazu werden die Daten bei der BLADE-Sequenz durch Rotation und nicht linear erfasst. Die BLADE-Sequenz oder PROPELLER (***P**eriodically **R**otated **O**verlapping **P**arallel **L**ines with **E**nhanced **R**econstruction*) ist eine navigierte Sequenz (Pipe 1999). Durch diese Navigation kann diese Sequenz Bewegungen während des Scanvorgangs kompensieren. Bei dieser rotieren parallele Streifen durch das Zentrum des k-Raums. Bei der BLADE-Sequenz überlappen diese sich im Zentrum und produzieren somit ein Oversampling. Dies erlaubt eine Korrektur von Artefakten, die durch Bewegungen entstehen, die in der Ebene stattfinden. Zudem können einerseits durch parallele Verschiebungen, andererseits durch Rotation entstandene Artefakte korrigiert werden. Die BLADE-Sequenz ist somit eine neue Methode, die zu schärferen und artefaktärmeren Bildern führt. Diese wurde unter anderem schon für das Abdomen (Hirokawa et al. 2009, Hirokawa et al. 2008b, Hirokawa et al. 2008a), die Halswirbelsäule (Ragoschke-Schumm et al. 2011), den Kopf sowie das Herz (Pipe 1999) verwendet. Für Unkooperative, wie pädiatrische Patienten oder solche nach einem Schlaganfall, die sich viel bewegen, ist nachgewiesen, dass die BLADE-Sequenz sehr hilfreich ist (Forbes et al. 2003). Aber auch in Körperregionen von kooperativen Patienten sind Bewegungen als Ursache von Artefakten vorhanden. T2-gewichtete Aufnahmen der Halswirbelsäule werden oft durch unbewusste Bewegungen unscharf. Die Artefakte werden aber auch durch den zerebrospinalen Liquorfluss verursacht (Larsen et al. 1996). Dabei verstärken sich diese, wenn es in der Nähe zu Kalibersprüngen im Spinalkanal kommt. Durch osteophytäre Veränderungen, starke Protrusionen bis hin zu ausgedehnten Bandscheibenvorfällen kann der Spinalkanal eingeengt werden. Bedingt durch das Hagen-Poisueille-Gesetz führt dies zu einem verstärkten Fluss in den engeren Abschnitten. Eine Studie untersuchte die Reduktion der Artefakte durch das Benutzen der BLADE-Sequenz mit einer herkömmlichen T2-TSE Sequenz am 1,5T MRT. Bei dieser brachte die BLADE-Sequenz die besseren Ergebnisse (Ragoschke-Schumm et al. 2011). Ein Nachteil dieser

Sequenz ist jedoch das Auftreten einer neuen Art von oben erwähnten Artefakten. So haben Fellner et al. nachgewiesen, dass bei Patienten die eine „nickende“ Bewegung während der Untersuchung ausübten, hyperintense Artefakte im Myelon verursachen können. Diese können eine Schädigung zum Beispiel in Form einer Myelopathie vortäuschen (Fellner et al. 2010).

1.4.4 Nachteile der Magnet-Resonanz-Tomographie

Die Nachteile der Magnet-Resonanz-Tomographie sind Folgen der Technik. So ist es nur bedingt möglich, Patienten zu untersuchen, die metallische Implantate besitzen (Kalin und Stanton 2005, Mattei et al. 2006). Zum einem da diese vom Magneten selber angezogen werden oder sich durch eine erzeugte Spulenwirkung erhitzen können. Auch Herzschrittmacher können in ihrer Funktion beeinträchtigt werden. Ältere Implantate können magnetisch sein und stellen ebenfalls eine Kontraindikation dar. Ebenso können bei Untersuchungen der Halswirbelsäule vorhandenen Bandscheibenersatzplastiken zu einer Störung der Messung führen und Artefakte bei der Bildentstehung hervorrufen. Für Patienten mit diesen Problemen bleibt dann oft nur noch eine Myelo-CT mit Kontrastmittel.

1.4.5 Funktionelle Aufnahmen

Die ersten Funktionsaufnahmen der Halswirbelsäule wurden mittels konventioneller Röntgendiagnostik angefertigt. Hierbei können die knöchernen Anteile der HWS gut dargestellt und beurteilt werden. Zudem kann eine Darstellung von funktionell bedingte Einschränkungen erfolgen (Dimnet et al. 1982). Über die Weichteilstrukturen und ligamentären Bestandteile können jedoch nur sehr eingeschränkte Aussagen getroffen werden. Nur wenige Studien beschäftigen sich mit Funktionsaufnahmen bei CT-Untersuchungen, die bei einer Erhebung von Daten in mehreren Positionen sehr strahlenintensiv sind (Simon et al. 2006).

Moderne MRT-Funktionsaufnahmen lassen hingegen nicht nur differenzierte sondern auch qualitativ hochwertigere Aussagen zu. So können unterschiedliche Grade der Bandscheibendegenerationen sowie der ligamentären Veränderungen dargestellt und deren Einfluss auf die Beweglichkeit untersucht werden.

Desweiteren kann die Beweglichkeit jedes einzelnen Segmentes detailliert dargestellt werden (Morishita et al. 2008a, Miyazaki et al. 2008b, Miyazaki et al. 2008a).

Wie bereits beschrieben handelt es sich bei dem Zervikalsyndrom um ein sehr vielschichtiges Krankheitsbild. Beispielweise bei Arthritispatienten konnten durch die funktionelle Magnetresonanztomographie wichtige Untersuchungsergebnisse erzielt werden (Bell und Stearns 1991). Unter anderem wurde es mithilfe von Funktionsaufnahmen ermöglicht Myelonkompressionen sichtbar zu machen. Bei der Untersuchung der lumbalen Wirbelsäule kommen ebenfalls kinematische Aufnahmen zur Anwendung (Weishaupt et al. 2000, Gilbert et al. 2010).

Obwohl diese Methode heute als ergänzende funktionelle Untersuchung anerkannt ist, vermag sie statische Aufnahmen nicht gänzlich ersetzen. Eine Kombination der Vorzüge beider bildgebender Verfahren erweist sich häufig als die angebrachteste Lösung. Letztere wurde auch im Falle dieser Studie zum Einsatz gebracht und vereint demnach die Ergebnisse der Darstellung von sowohl Ante- und Retroflexion.

2 Ziele der Arbeit

In der aktuellen Studie sollen folgende Annahmen näher untersucht werden:

1. Die Magnetresonanztomographie stellt in der sagittalen Schnittebene von Halswirbelsäulen Veränderungen dar. Ein klinischer Fragebogen kann vorab Hinweise auf solche liefern.
2. Mit der T2 – BLADE – Sequenz ist eine schnellere Datenakquisition als mit der T2 – TSE – Sequenz möglich.
3. Die erhobenen Werte in Neutralstellung unterscheiden sich von denen, die in Anteflexionsstellung oder Retroflexionsstellung ermittelt werden.
4. In Retroflexionsstellung verstärken sich Prozesse, die den subarachnoidalen Raum einengen.
5. In Anteflexionsstellung schwächen sich Prozesse, die den subarachnoidalen Raum einengen, ab.
6. Es wird geprüft, ob ein Zusammenhang zwischen der Beweglichkeit der Halswirbelsäule und der Größe des subarachnoidalen Raumes besteht

3 Material und Methoden

3.1 Patienten

Im Zeitraum zwischen dem 1. Februar 2009 und 18. Januar 2010 wurden kinematische MRT-Untersuchungen an 50 Patienten durchgeführt. Von diesen waren 25 männlich und 25 weiblich. Das Durchschnittsalter lag bei $47,8 \pm 13,3$ Jahren. Die untersuchten Patienten waren zwischen 23 und 77 Jahren alt. Die Patienten in dieser Studie untersucht wurden waren zum einem Patienten der Neuroradiologie des Uniklinikums Jena und zum Teil Patienten aus ambulanten Physiotherapie Praxen in Jena. Diese fielen symptomatisch durch leichte bis schwere Nackenschmerzen, diagnostizierte Bandscheibenprotrusionen, Schleudertrauma bedingte Nackenschmerzen, Sensibilitätsstörungen oder auch chronische Nackenschmerzen auf. Einige Patienten berichteten zudem von Schwindel oder Tinnitusbeschwerden.

Die Patienten wurden vor der Teilnahme an der Studie mündlich und schriftlich über die Art der Untersuchung sowie die Durchführung und die Dauer informiert. Es erfolgte eine Aufklärung jedes Patienten vor der MRT-Untersuchung, bei entsprechenden Kontraindikationen wurden die Patienten von der Studie ausgeschlossen. Bei Einwilligung des Patienten, wurde diese durch eine Unterschrift dokumentiert.

Die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena äußerte keine Bedenken im Zusammenhang mit der Durchführung dieser Studie.

3.1.1 Einteilung der Patienten mithilfe NPAD-d

Die Einteilung der Patienten in subjektiv wahrgenommene Schmerzen und Beeinträchtigungen erfolgte anhand eines Fragebogens. Die deutsche Version der ‚Neck Pain and Disability Scale‘ (NPAD-d) erfasst die Stärke der Nackenschmerzen und die Beeinträchtigungen der Patienten (Scherer et al. 2008). Der NPAD-d bezieht sich auf Probleme wie Bewegungsstörungen, Schmerzintensität, die Beeinflussung der Emotionen und der Konzentration durch

die Nackenschmerzen und die Beeinflussung des alltäglichen Lebens (Wheeler et al. 1999, Goolkasian et al. 2002, Goolkasian 2003). Er besteht aus 20 Fragen, die speziell für Personen, die unter Nackenschmerzen leidenden, entwickelt wurden. Der Einsatz von visuellen Analogskalen hat sich bei Schmerzbewertungen bewährt (Huskisson 1974) und kam ebenfalls beim d-NPAD zu Anwendung. Zu jeder Frage gibt es eine visuelle Analogskala von 0 bis 5. Es ist ein Ergebnis von minimal 0 bis zu einem Maximalscore von 100 möglich. Damit der Fragebogen valide bleibt, dürfen nicht mehr als 15% der Fragen, das entspricht maximal 3 Fragen, unbeantwortet bleiben.

Die durch Messungen ermittelten Vergleichswerte, die eine objektive Aussage über die Funktionalität der Wirbelsäule erlauben, werden mit den schmerzbezogenen Fragen korreliert. Ein Zusammenhang zwischen den vorhandenen Pathologien und der Wahrnehmung durch das subjektive Empfinden des Patienten wird dadurch geschaffen.

Zur Einteilung der Schmerzen allgemein werden die Fragen „Wie stark sind Ihre Nackenschmerzen heute?“, „Wie stark sind Ihre Nackenschmerzen durchschnittlich?“ und „Wie schlimm sind die Nackenschmerzen, wenn sie am stärksten sind?“ verwendet. Die Beeinträchtigung der Beweglichkeit wird mit den Fragen „Wird das Autofahren durch Ihre Nackenschmerzen beeinträchtigt?“ und „Wie steif ist ihr Nacken?“ evaluiert. Dies ermöglicht eine Alltagsrelevanz zu ermitteln und wiederzugeben. Der verwendete Fragebogen liegt als „Anhang 1: NPAD-d – Neck Pain and Disability Scale (deutsch)“ vor.

3.2 Methodik der Untersuchung

3.2.1 MRT

Das verwendete MRT-Gerät von Siemens MAGNETOM TrioTim syngo MR B15 (Siemens, Erlangen, Germany) besitzt eine Feldstärke von 3 Tesla. Die Patienten wurden in liegender Position mit einer statischen Halsspule untersucht. Die Halswirbelsäule ist in dieser Lage entlastet und damit ist der Einfluss der Schwerkraft ebenfalls verringert. Daher wird nicht nur die Kompression der Bandscheiben abgeschwächt, sondern auch die die Konfiguration der

umgebenden Weichteile verändert. Es ist also keine exakte Darstellung der Halswirbelsäule unter dem normalen Einfluss der Schwerkraft möglich. Allmann et al. haben 1998 MRT-Untersuchungen in einem Gerät durchgeführt, mit dem die Aufnahmen in sitzender Position angefertigt werden und dies eine exakte Darstellung der Halswirbelsäule unter alltäglicher Belastung widerspiegelt (Allmann et al. 1998). Die von Allmann et al. und Miyazaki et al. verwirklichten Studien erfolgten an einem MRT-Gerät mit einer geringeren Feldstärke von nur 0,6 Tesla (Miyazaki et al. 2008b, Miyazaki et al. 2008a). Bei der Studie von Miyazaki et al. wurde eine Haltung von 40° bei der Flexion und von -20° bei der Extension fest eingenommen. Diese hat den Vorteil, dass jeder Patient standardisiert untersucht werden konnte. Dabei muss berücksichtigt werden, dass der komplette Bewegungsumfang der Halswirbelsäule bei diesen Studienparametern nicht abgedeckt werden kann, weil einerseits aufgrund von Bewegungseinschränkungen, andererseits durch degenerative Veränderungen oder Schmerzen die oben genannten Werte nicht erreicht werden können. Eine Beurteilung der maximal möglichen Auslenkung wäre eine bessere Variante, um auch die Kinematik und Veränderungen, die außerhalb der Grenzen zwischen 40° und -20° liegen, zu untersuchen.

3.2.2 BLADE – Sequenz

Die BLADE – Sequenz wurde schon mehrfach für HWS-Untersuchungen verwendet. Im 1,5 Tesla MRT-Gerät war die BLADE der konventionellen T2 – TSE – Sequenz in Bildschärfe, Bildkontrast, bewegungsassoziierten Artefakten und der Darstellung und der Diagnostik des Rückenmarkes überlegen (Ragoschke-Schumm et al. 2011, Fellner et al. 2010). Einen weiteren Vorteil bietet die BLADE-Sequenz bei der oben bereits erwähnten Reduktion der zerebrospinalen Fluss Phänomenen (CSF) Artefakte. Diese werden unter anderem durch Prozesse, die den subarachnoidalen Raum einengen, weiter verstärkt. Dadurch wird die Bildqualität gerade in diesem relevanten Bereich verschlechtert.

3.2.3 Funktionsaufnahmen

Da Schmerzen häufig erst bei Bewegungen des Kopfes im Bereich der Halswirbelsäule entstehen oder sich verstärken ist eine Bildgebung nicht nur in Neutralstellung, sondern auch in Funktionsstellung unabdingbar. Diese Aufnahmen zeigen erst dann häufig schwerwiegende Veränderungen, die in der Neutralstellung nicht fassbar sind. Besonders bei Spondylolisthesis-Beschwerden sind die zusätzlichen Informationen durch kinematische Aufnahmen entscheidend um einen Eindruck von der Funktionalität und Änderung der beteiligten Strukturen zueinander zu erhalten. Für die rheumatoide Arthritis wurde in einer Studie durch funktionelle Aufnahmen eine doppelt so hohe Anzahl von Myelonkompressionen im Vergleich zu Aufnahmen in Neutralstellung nachgewiesen. Außerdem kam man zu dem Schluss, dass auch Fusionen und Instabilitäten erst mit Hilfe kinematischer Untersuchungen nachweisbar waren (Allmann et al. 1998).

Es wurde eine handelsübliche Halsspule zur Datenerfassung verwendet. Die Lagerung erfolgte durch Schaumstoffstützkissen. Dadurch war es möglich, die Patienten maximal möglich nach dorsal und ventral zu flektieren. Die Untersuchung in ventraler Flexion erfolgte durch die Polsterung unter dem Hinterkopf. Dadurch lagerte sich dieser nach ventral und die Halswirbelsäule wurde ebenfalls ausgelenkt. Durch die höhere Lagerung der Schultern war es möglich die Halswirbelsäule zu extendieren.

3.3 Durchführung

3.3.1 MRT-Bild-Parameter

Alle Messungen wurden an einem 3T MRT-Scanner (Siemens, Trio, Erlangen, Germany) durchgeführt. Von allen Patienten wurden Aufnahmen mit T2 – TSE – Sequenz mit herkömmlicher k-Raum Auslesung und T2 – BLADE – Sequenz mit rotierender k-Raum Erfassung in sagittaler Orientierung durchgeführt.

Zu den genutzten Sequenzen gehörten TSE T2 sagittal (13 Schichten, Distanzfaktor 10%, FOV 220, Schichtdicke 3mm, TR 4090ms, TE104ms, 2 Mittelungen, Flip-Winkel 160°, Matrix 384x384, Auslesebandbreite 260Hz/PX, Echoabstand 10.4ms, Zahl der Verknüpfungen 1, Parallele Bildgebung,

Phasenkodierte Richtung $H \gg F$, Oversampling 100%, No Flow Kompensation, No Saturation pulses, Bewegungskorrektur Algorithmus (AN AUS), Dauer: 2:32)

BLADE T2 sagittal (13 Schichten, 10% Distanzfaktor, FOV 220mm, Schichtdicke 3mm, TR 3550, TE 118, 1 Mittelung, Flip-Winkel 140° , Matrix 384x384, Auslese-Bandbreite 260 Hz/Px, Echoabstand 9.82 ms, Zahl der Verknüpfungen 1, Phasenverschlüsselung rotierend, Phasenoversampling 25%, Dauer: 2:02)

Weitere sich unterscheidende Merkmale sind im Anhang in Tab. A1 „Messparameter von T2-TSE und T2-BLADE im Vergleich“ aufgeführt.

Dies führte zu einer Gesamtmesszeit von 7:15 der T2-TSE Aufnahmen und einer Gesamtmesszeit von 6:06 der BLADE-Aufnahmen. Die Planungszeit der einzelnen Sequenzen und Wartezeiten vom Gerät wurden hierbei nicht einbezogen.

Bei der Studie wurden kommerziell mitgelieferten Programme von Siemens (Siemens, Erlangen, Germany) die BLADE-Sequenzen und die Datenverarbeitung benutzt.

Die Daten wurden durch eine Serie rotierender paralleler Streifen durch den k-Raum erreicht (Abb. 2.1). Dabei verläuft jeder Streifen durch das Zentrum des k-Raums. Nachdem jeder Streifen die Rotation durch den k-Raum durchlaufen hat, wurde daraus ein kompletter Datensatz erhoben. Alle Daten wurden dann miteinander auf Phaseninhomogenitäten verglichen. Von jedem einzelnen Streifen wurde die IMAGE-SPACE PHASE entfernt, vorhandene Bewegungsartefakte korrigiert und die Bilder übereinander gelegt. Die phasenkorrigierten Bilder sind in ihrer Wichtung in der Rekonstruktion geringer als das Ursprungsbild.

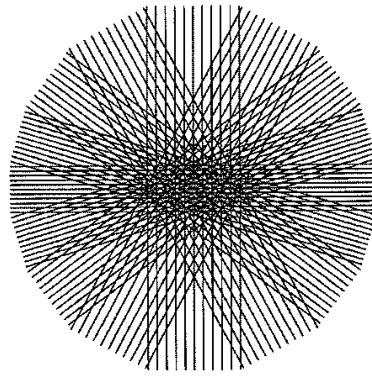


Abb. 2.1 : Propeller - Datenakquisition anhand BLADE (Propeller)

3.3.2 Untersuchungsablauf

Vor der Messung erfolgte die Aufklärung der Patienten über die MRT-Untersuchung der Halswirbelsäule ohne Kontrastmittel. Des Weiteren wurden die Patienten über die verschiedenen Lagerungen und die durchschnittliche zu erwartende Dauer informiert.

Danach füllten die Patienten den NPAD-d Fragebogen noch vor der Untersuchung aus.

3.3.3 Lagerung und Aufnahmetechnik

Alle Aufnahmen wurden unter Verwendung einer statischen Halsspule von Siemens (Siemens, Erlangen, Germany) angefertigt.

Begonnen wurde mit der Messung in Neutralstellung. Dabei wurde ein kleines Polster unter den Kopf gelegt und dieser mit seitlichen Stützen der Kopfspule fixiert. Danach erfolgte die Messung in Anteflexionsstellung. Um den Kopf entspannt in maximale Anteflexionsstellung zu bringen, wurden verschiedene Polster unter den Hinterkopf gelegt. Der Kopf wurde ebenfalls mit seitlichen Kopfstützen fixiert. Als letztes wurden die Dorsalextensionsaufnahmen angefertigt. Um eine maximale Extension erreichen zu können, wurden möglichst hohe Polster unter die Schultern gelegt, um dadurch den Kopf besser nach dorsal flektieren zu können. Die Kopfpolster wurden entfernt. In dieser Stellung wurde der Kopf ebenfalls mit den Kopfstützen stabilisiert.

Anhand von Planungsaufnahmen wurden die Sequenzen und Sättiger eingestellt. Danach wurde ein herkömmliches Halswirbelsäulen-Programm gestartet. Es wurden immer 2 Aufnahmen hintereinander, zuerst eine herkömmliche T2-TSE-Sequenz in sagittaler Schnittebene und im Anschluss die T2-BLADE-Sequenz, ebenfalls in sagittaler Schnittebene, angefertigt. Bei der TSE-Sequenz wurde ein Sättiger an der Unterkante der unteren Oversampling Region angebracht. Zusätzlich wurde ein Sättiger ventral der knöchernen Halswirbelsäule, unter anderem über den Kehlkopf und über die Mundbodenmuskulatur und in der BLADE-Sequenz wurde einen weiterer Sättiger an der oberen Oversampling-Region angelegt.

3.4 Messung am Bild

Alle Messungen der HWS wurden in der medianen sagittalen Schnittebene durchgeführt.

3.4.1 Messung in Neutralstellung - Herkömmliche Lageposition

In Neutralstellung (Abb. 2.2a) wurden Prozesse die den Spinalkanal einengen, der subarachnoidale Raum sowie der Myelondurchmesser der einzelnen Segmente von C2/C3 bis C7/Th1 in sagittaler Schnittebene ausgemessen.

Die einengenden Prozesse wurden mit Hilfe einer Lotrechten in medianer sagittaler Ebene gemessen. An der Hinterkante des unter der Einengung liegenden Wirbelkörpers wurde eine Gerade angelegt. Diese wurde bis zur ventralen Gewebe-Liquor-Grenze parallel verschoben. Dieser Geraden wurde eine Lotrechte angelegt. Der Abstand von der parallel zur Wirbelkörperhinterkante liegenden Geraden bis zur Gewebe-Liquor-Grenze auf Höhe der Bandscheibe wurde in Millimeter angegeben (Abb. 2.2c).

Zur Bestimmung der Größe des subarachnoidalen Raumes erfolgte eine Abstandsmessung von Liquor-Gewebe-Grenze ventral zur Liquor-Gewebe-Grenze dorsal in der medianen Schnittebene. Die Angabe dieser Messung erfolgte ebenfalls in Millimeter (Abb. 2.2b).

Der Durchmesser des Myelon wurde ebenso in der medianen sagittalen Schnittebene gemessen. Hierbei wurde der Abstand von der ventralen zur dorsalen Myelon-Liquor-Grenze in mm auf Höhe der Bandscheibe jeder einzelnen Ebene gemessen. (Abb. 2.2d).



Abb. 2.2a:

Neutralstellung – Ohne Messungen



Abb. 2.2b:

Neutralstellung – Subarachnoidaler Raum



Abb. 2.2c:

Neutralstellung – SAR einengende Prozesse



Abb. 2.2d:

Neutralstellung – Myelondurchmesser

3.4.2 Messung in Anteflexion

In Anteflexion wurden neben den einengenden Prozessen, des subarachnoidalen Raumes und des Myelondurchmessers der Segmente C2/C3 bis C7/T1 (Abb. 2.4a) auch die Winkel zwischen den einzelnen Wirbelkörpern bestimmt.

Die Messungen der einengenden Prozesse, des subarachnoidalen Raumes und des Myelondurchmessers wurde analog zu den Messungen in der neutralen Lageposition durchgeführt (Abb. 2.4b & 2.4c).

Zusätzlich wurden in Anteflexionsstellung die Winkel zwischen den einzelnen Wirbelkörpern bestimmt und ein zusammenfassender Winkel von C2 zu T1 ermittelt. Die Winkelbestimmung erfolgte mittels Winkelmessung nach Cobb unter Verwendung des CWP-Diagnostik-Programmes. Hierzu wurde die erste Messgerade parallel zur hinteren Wirbelkörperkante angelegt und eine zweite Gerade wurde ebenfalls parallel zu hinteren Kante des angrenzenden Wirbelkörpers angelehnt. Die Messung des Gesamtwinkels wurden die Geraden wie oben beschrieben an die Hinterkanten von C1 und T1 angelegt (Abb. 2.4d)



Abb. 2.3a:

Anteflexion – SAR einengende Prozesse

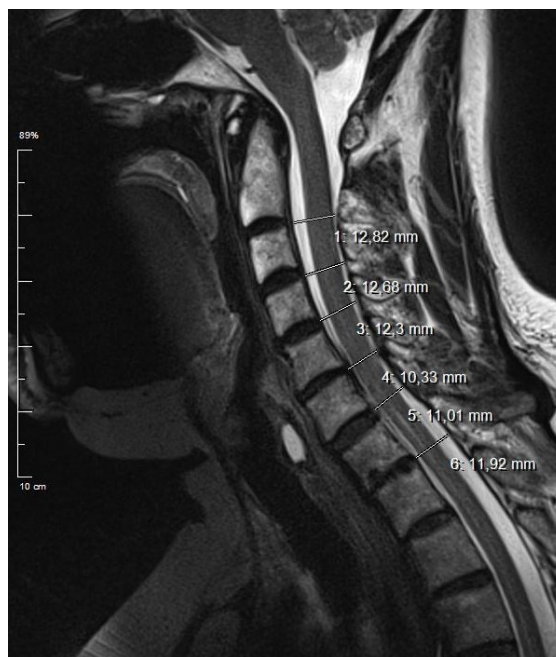


Abb. 2.3b:

Anteflexion – Subarachnoidaler Raum



Abb. 2.3c:

Anteflexion - Myelondurchmesser



Abb. 2.3d:

Anteflexion – Winkelmessung

3.4.3 Messung in Retroflexion

Die Messungen in Retroflexion (Abb. 2.5a) wurden analog zu denen der Anteflexion durchgeführt.

In Retroflexionsstellung wurden ebenfalls die den Spinalkanal einengenden Prozesse, der subarachnoidale Raum, der Myelondurchmesser sowie die Winkel ermittelt. Die Messung dieser Parameter erfolgte so, wie es in der Neutralstellung durchgeführt wurde (Abb. 2.5b & 2.5c). Die Winkelbestimmung erfolgte nach dem Prinzip wie es im vorhergehenden Kapitel bei der Anteflexionsstellung beschrieben wurde (Abb. 2.5d)



Abb. 2.4a:

Retroflexion – SAR einengende Prozesse



Abb. 2.4b:

Retroflexion – Subarachnoidaler Raum



Abb. 2.4c:

Retroflexion – Myelondurchmesser



Abb. 2.4d:

Retroflexion – Winkelmessung

3.5 Statistische Evaluation

Die Statistische Analyse erfolgte im SPSS (Version 15.0; SPSS, Chicago, Illinois). Anhand der erhobenen Daten der d-NPAD Einteilung wurde die Verteilung der Patienten ermittelt. Die in der Auswertung der MRT-Bilder erzielten Werte wurden hinsichtlich Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung untersucht. Die Differenz der Werte der aus Anteflexion und Retroflexion erhaltenen Ergebnisse wurde mittels Messmethodenvergleich bestimmt. Dabei wurde bei $p < 0.05$ von einem signifikanten Unterschied der hinsichtlich der Einstellung der untersuchten HWS ausgegangen. Des Weiteren wurde die Korrelation zwischen der Änderung der Weite des SAR und der Änderung der Winkel aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung berechnet. Eine Signifikanz wurde bei $p < 0.05$ angenommen.

4 Ergebnisse

4.1 Die Ergebnisse des d-NPAD

4.1.1 Einteilung der d-NPAD Ergebnisse

Die Auswertung des d-NPAD Fragebogens ergab, dass 32% der untersuchten Patienten keine oder nur leichte Einschränkungen hatten. Dem gegenüber standen 26% mit „milden Einschränkungen“, 28% mit „moderaten Einschränkungen“, 8% mit „moderaten bis schweren Einschränkungen“ und 3% mit „schweren Einschränkungen“. Kein Patient gab „extreme Schmerzen, Leiden und Funktionseinschränkungen“ an (0%).

Verteilung der Patienten anhand des d-NPAD

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	I - keine bis leichte Einschränkung	16	32,0	32,0	32,0
	II - milde Einschränkung	13	26,0	26,0	58,0
	III - moderate Einschränkung	14	28,0	28,0	86,0
	IV - moderate bis schwere Einschränkung	4	8,0	8,0	94,0
	V - schwere Einschränkung	3	6,0	6,0	100,0
	Gesamt	50	100,0	100,0	

Tab 4.1 – Verteilung der Patienten anhand des d-NPAD

Die geschlechtsspezifische Einteilung ergab, dass mehr männliche Patienten keine bis leichte Einschränkungen bzw. schwere Einschränkungen angaben. Die weiblichen Patienten gaben vermehrt moderate Einschränkungen sowie milde und moderate bis schwere Einschränkungen an. Dies ist der Abb. 4.1 zu entnehmen.

Die Gesamtpunktzahl des im d-NPAD insgesamt zu erreichenden 100 Punkte lag im Mittel bei 34 (mit einer Standardabweichung von 23). Ein Maximum von 84 wurde von einem Patienten erreicht.

Geschlechtsspezifische Verteilung der d-NPAD Ergebnisse

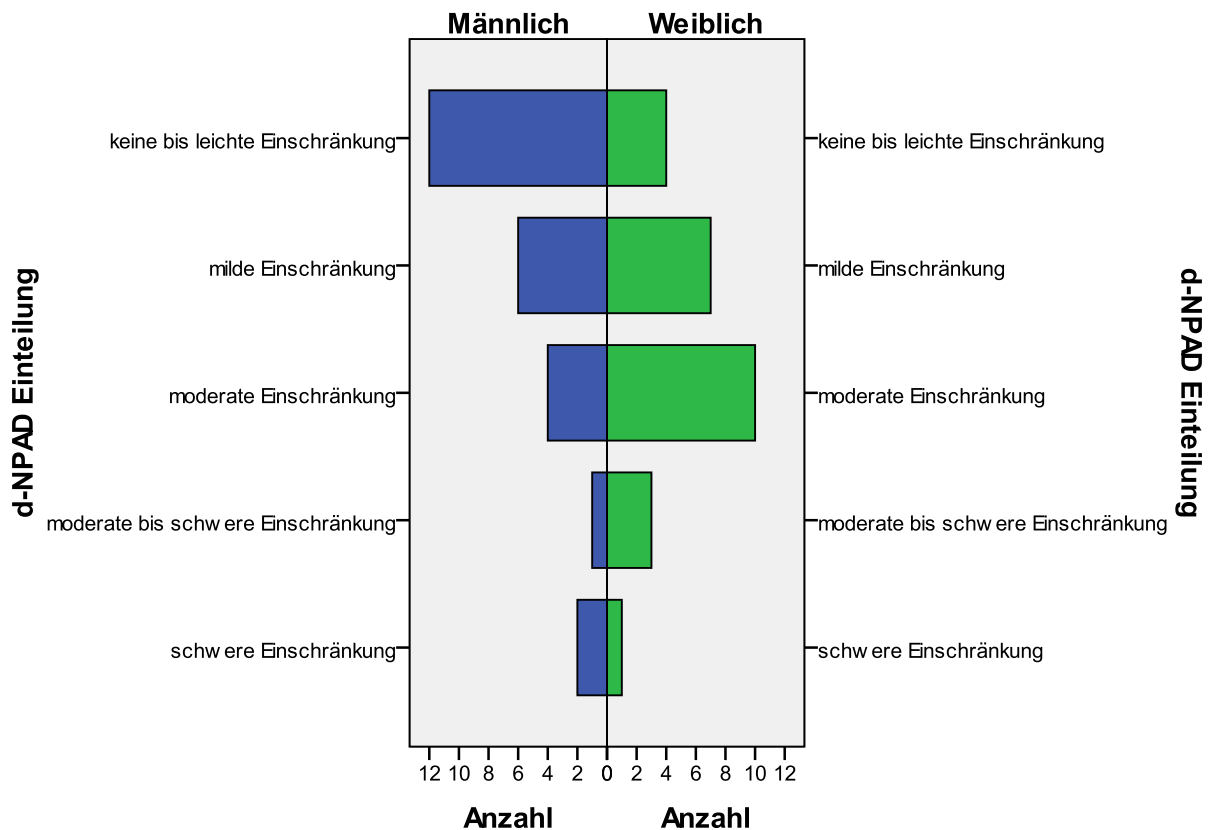


Abb. 4.1 – Geschlechtsspezifische Verteilung der d-NPAD Ergebnisse

4.2 Die Ergebnisse der Neutralstellung

4.2.1 Die den Spinalkanal einengenden Prozesse in Neutralstellung

Die Messung der Prozesse, die den Spinalkanal einengen, wurde auf Höhe jedes der einzelnen Segmente in Neutralstellung durchgeführt und ergab, dass die durchschnittlich am stärksten betroffenen Segmente auf Höhe C5/C6 und C6/C7 mit 1,6 mm vorgefunden wurden. Die stärksten einengenden Prozesse traten auf

Höhe C5/C6 mit 4,4 mm und C6/C7 mit 3,8 mm in Erscheinung. Die am wenigsten betroffenen Segmenthöhen waren C2/C3 mit maximal 1,7 mm und C7/T1 mit maximal 2,4 mm. Als durchschnittlich am geringsten von Protrusionen betroffenen Höhen stellten sich C2/C3 mit 0,3 mm und C7/T1 mit 0,4 mm dar. Diese Ergebnisse werden in Tab. 4.2 und Abb. 4.2 wiedergegeben.

Den Spinalkanal einengenden Prozesse - C2/C3 bis C7/T1					
Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	,00	1,70	,2847	,39178
C3/C4	50	,00	3,28	,8863	,69969
C4/C5	50	,00	2,79	1,1820	,78289
C5/C6	50	,00	4,43	1,6436	,87325
C6/C7	50	,00	3,80	1,6235	,83447
C7/T1	50	,00	2,43	,3840	,50568
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.2 – Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Neutralstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Es waren keine signifikanten Zusammenhänge zwischen diesen in Neutralstellung festgestellten Prozessen und mit der d-NPAD Einteilung nachweisbar. Auch die ermittelten Ergebnisse in Anteflexions- und Retroflexionsstellung erwiesen sich als unabhängig von der d-NPAD Einteilung. Die Ausprägungen der Einengungen waren in Anteflexionsstellung im Mittel signifikant kleiner als die in Neutralstellung. Die in Retroflexionsstellung erzielten Werte waren signifikant größer als die Prozesse, die in den beiden anderen Einstellungen gemessen wurden. Die graphische Darstellung ist der Abb. 4.3 zu entnehmen.

Größe der den Spinalkanal einengenden Prozesse in Neutralstellung auf Höhe von C2/C3 bis C7/T1

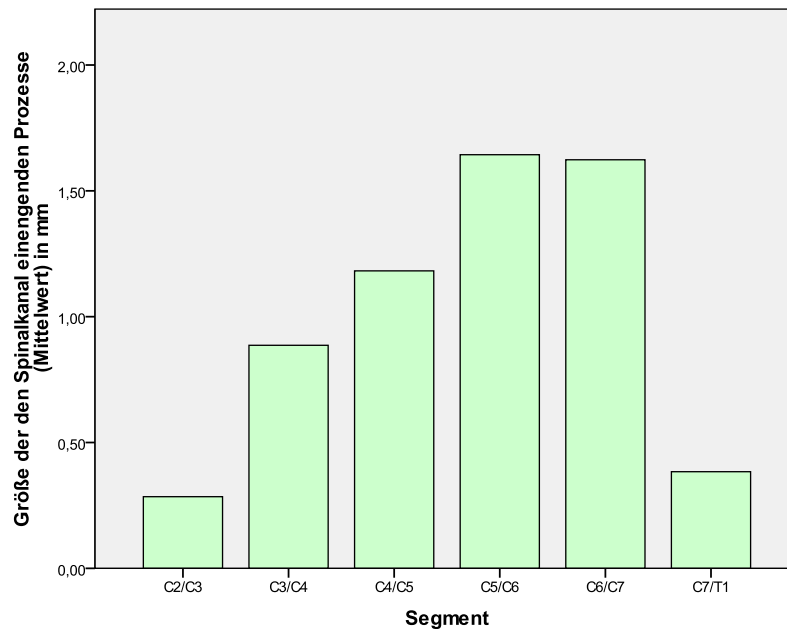


Abb. 4.2 Diagramm: Größe der den Spinalkanal einengenden Prozesse (Mittelwerte in mm) der Segmente C2/C3 bis C7/T1 in Neutralstellung

Die den Spinalkanal einengenden Prozesse in Bezug auf die Einteilung anhand des d-NPAD

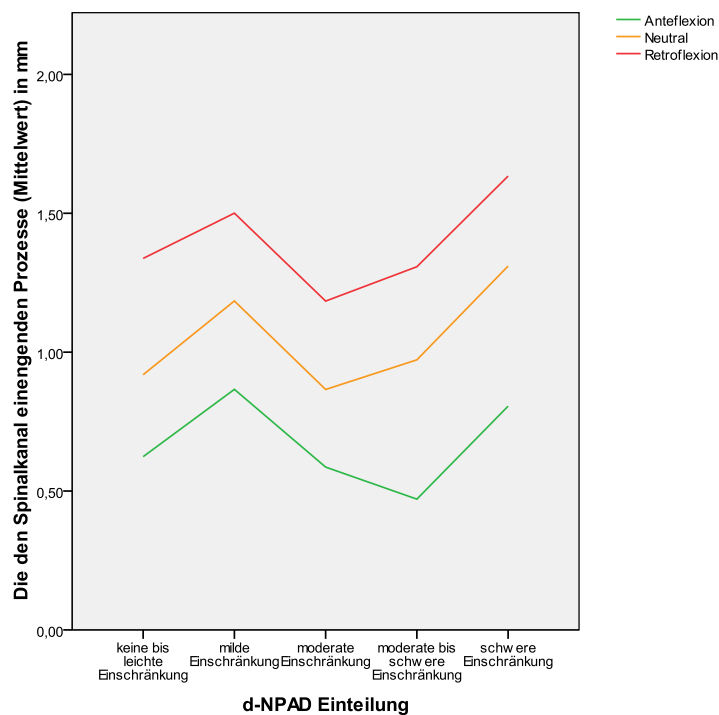


Abb. 4.3 – Diagramm: Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Bezug auf die d-NPAD Einteilung und Anteflexion-, Neutral- und Retroflexionsstellung

4.2.2 Der subarachnoidale Raum in Neutralstellung

Die Messung des subarachnoidalen Raumes in Neutralstellung ergab, dass in die kleinsten Weiten in den Segmenten C6/C7 mit 6,15 mm, in C4/C5 mit 6,8 mm, in C5/C6 mit 7,10 mm und in C3/C4 mit 7,85 mm auftraten. Die Segmente C7/T1 mit 9,18 mm und C2/C3 mit 9,60 mm waren die am wenigsten eingeeengten subarachnoidalen Raum. Die Ergebnisse werden in Tab. 4.3 gezeigt.

Mittelwerte des subarachnoidalen Raumes in Neutralstellung

Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	9,60	16,00	12,7880	1,46512
C3/C4	50	7,85	14,85	11,8450	1,67832
C4/C5	50	6,80	14,90	11,4215	1,91060
C5/C6	50	7,10	14,70	10,5685	1,75402
C6/C7	50	6,15	13,40	10,5165	1,76955
C7/T1	50	9,18	14,85	12,3815	1,23415
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.3 – Mittelwerte der des subarachnoidalen Raumes in Neutralstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Die Betrachtung der Ergebnisse des subarachnoidalen Raumes ergab keinen Zusammenhang bei dem die Weiten und die d-NPAD Einteilung mit einander signifikant korrelieren. Die kleinsten ermittelten subarachnoidalen Räume zeigten sich bei den Patienten mit der Einteilung „schwere Einschränkungen“. Auch in Bezug auf die Flexionsstellung zeigten sich keine signifikanten Korrelationen zur Einteilung in den d-NPAD. Die signifikant am kleinsten gemessenen subarachnoidalen Räume waren in Retroflexionsstellung nachweisbar. Die signifikant am größten ermittelten Weiten zeigten sich in der Anteflexionsstellung. Die Werte für die in Neutralstellung bestimmten subarachnoidalen Räume lagen im Mittel zwischen denen, die in den Funktionsaufnahmen gemessen wurden (Abb.4.4).

Die Größe des subarachnoidalen Raumes in Bezug auf die Einteilung anhand des d-NPAD

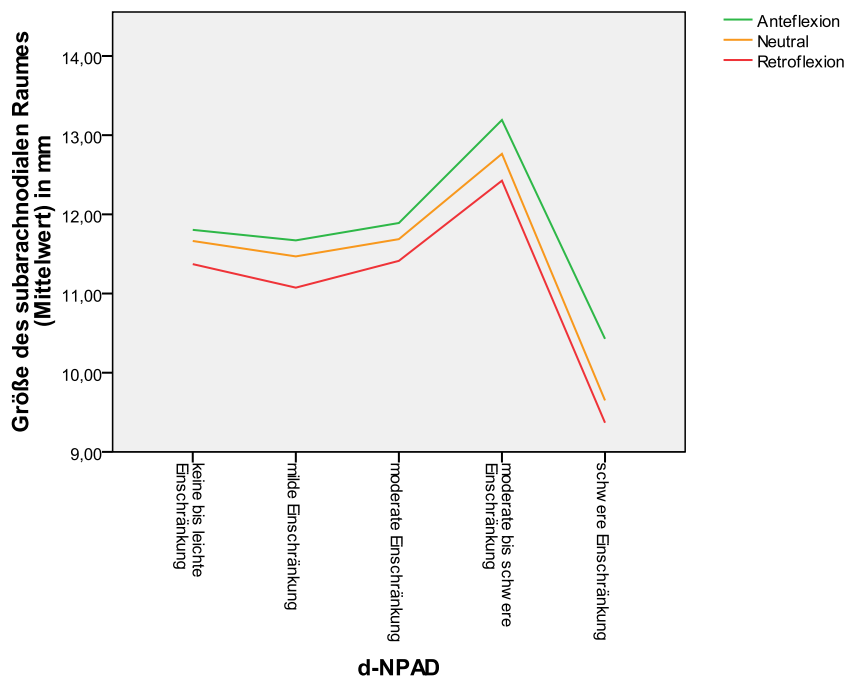


Abb. 4.4 Die Größe des subarachnoidalen Raumes (Mittelwerte in mm) in Bezug auf die Einteilung anhand des d-NPAD und Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung

4.2.3 Myelondurchmesser in Neutralstellung

Bei der Analyse der Myelondurchmesser in Neutralstellung nahmen die Mittelwerte vom Segment C2/C3 zu C7/T1 von 7,8 mm zu 6,6 mm ab. Die kleinsten Werte mit unter 5 mm waren im Bereich von C6/C7 und C7/T1 nachweisbar. Die größten Durchmesser wurden mit über 9 mm auf Höhe der oberen Segmente C2/C3, C3/C4 und C4/C5 gemessen. Die kleinsten gemessenen Myelondurchmesser waren im Bereich von C6/C7 und C7/T1 vorhanden. In Bezug auf die Einteilung der Patienten anhand des d-NPAD war keine signifikante Korrelation mit dem Durchmesser des Myelons nachweisbar (Tab. 4.4 und Abb. 4.5).

Größe des Myelondurchmessers in Bezug auf die Einteilung anhand des d-NPAD

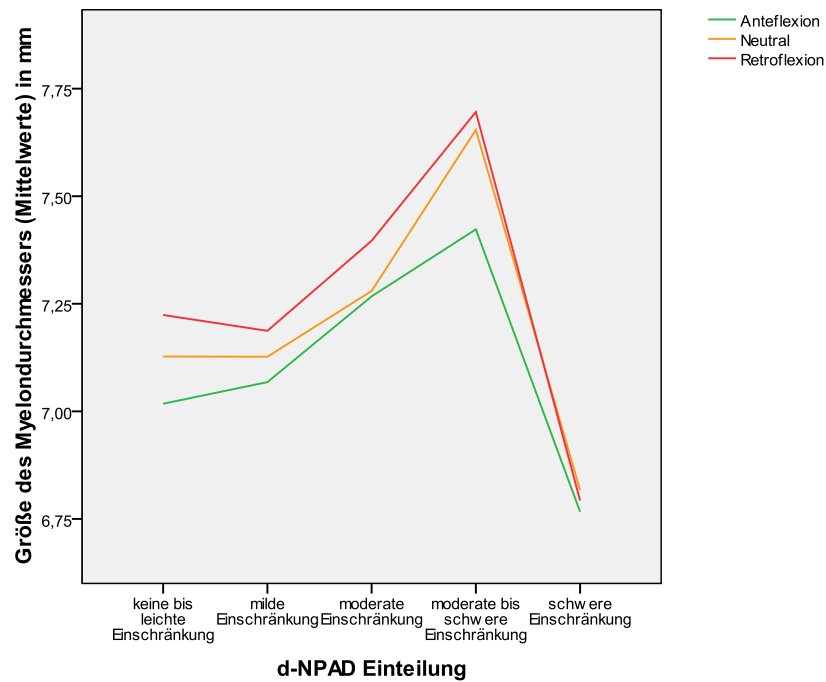


Abb. 4.5: Mittelwerte der Myelondurchmesser in Bezug auf die d-NPAD und Einteilung in Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung

		Myelondurchmesser in Neutralstellung				
		Gültige N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Segment	C2/C3	150	6,20	9,30	7,84	,60
	C3/C4	150	5,70	9,10	7,57	,67
	C4/C5	150	5,20	9,00	7,32	,70
	C5/C6	150	5,10	8,50	7,02	,63
	C6/C7	150	4,80	8,90	6,78	,68
	C7/T1	150	4,90	8,00	6,64	,49

Tab. 4.4: Myelondurchmesser in Neutralstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

4.3 Methodenvergleich von Anteflexion und Retroflexionsstellung

4.3.1 Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Messung der Prozesse, die den Spinalkanal einengen, zeigte in Anteflexionsstellung durchschnittlich geringere Werte, wenn man sie mit den ermittelten Ergebnissen in Neutralstellung vergleicht. Die in Retroflexionsstellung festgestellten Werte waren im Mittel größer als die in Neutral- und Anteflexionsstellung gemessenen einengenden Prozesse (Tab. 4.5, Tab. 4.6 und Abb. 4.6).

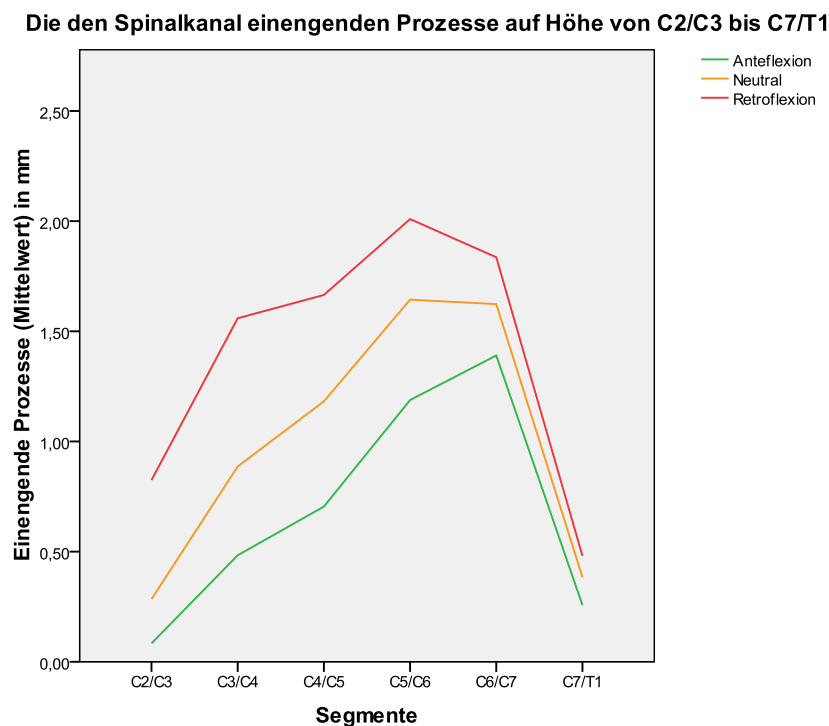


Abb. 4.6 – Mittelwerte der den Spinalkanal einengenden Prozesse der Segmente C2/C3 bis C7/T1 und der Einteilung in Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung

In Anteflexionsstellung waren im Mittel die größten einengenden Prozesse auf Höhe der Segmente C5/C6 mit ca. 1,1 mm und C6/C7 mit ca. 1,3 mm nachweisbar. An den Segmenten C2/C3 und C7/T1 konnten im Durchschnitt die geringsten einengenden Prozesse mit ca. 0,1 mm und ca. 0,25 mm gemessen werden. Die größten Einengungen mit mehr als 3 mm waren im Bereich der Segmente C4/C5, C5/C6 und C6/C7 feststellbar. Auf Höhe C3/C4 wurde die größte Einengung mit maximal ca. 2,6 mm erreicht. Das Segment C2/C3 sowie das Übergangsegment C7/T1 zeigten keine einengenden Prozesse über 2 mm in Anteflexionsstellung (Tab. 4.5).

Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexionsstellung der Segmente C2/C3 bis C7/T1

Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	,00	1,20	,0835	,23989
C3/C4	50	,00	2,65	,4802	,58330
C4/C5	50	,00	3,35	,6855	,72104
C5/C6	50	,00	3,48	1,1779	,83395
C6/C7	50	,00	3,80	1,3723	,84197
C7/T1	50	,00	1,70	,2500	,33972
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.5 – Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Die Messung der einengenden Prozesse in Retroflexion ergab durchschnittlich größere Werte als in Anteflexion. Die Segmente C5/C6 waren mit ca. 2 mm sowie C6/C7 mit ca. 1,8mm am stärksten im Mittel betroffen. Die kleinsten gemessenen Werte waren auf Höhe von C2/C3 mit ca. 0,7 mm und C7/T1 mit ca. 0,5 mm nachweisbar. Die maximal gemessenen Werte wurden im Bereich von C3/C4, C5/C6 und C6/C7 mit über 4 mm und C4/C5 mit 3,7 mm festgestellt. Die Randsegmente C2/C3 und C7/T1 zeigten in Retroflexionsstellung mit unter 2 mm kleinere Werte als die zuvor beschriebenen Höhen (Tab. 4.6 und Abb. 4.6).

Ergebnisse

Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Retroflexionsstellung der Segmente C2/C3 bis C7/T1					
Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	,00	1,85	,7277	,52447
C3/C4	50	,35	4,38	1,3947	,70044
C4/C5	50	,15	3,70	1,6649	,70105
C5/C6	50	,00	4,20	2,0093	,76820
C6/C7	50	,45	4,40	1,8361	,85249
C7/T1	50	,00	1,55	,4806	,45013
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.6 - Den Spinalkanal einengenden Prozesse in Retroflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Die Messung in Anteflexionsstellung unterschied sich signifikant von der Retroflexionsstellung. Vergleicht man die Neutralstellung mit der Haltung in Anteflexion weichen die Messungen der Protrusionen im Mittel um ca. -0,37 mm ab. Die in Retroflexion gemessenen Werte sind im Mittel um ca. 0,34 mm größer als die in Neutralstellung und um ca. 0,71mm größer als die in Anteflexion gemessenen Protrusionen (Tab 4.7).

Vergleich Messmethode – Stellung und den Spinalkanal einengenden Prozesse

		Mittlere		95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a		
(I)Faktor1	(J)Faktor1	Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^a	Untergrenze	Obergrenze
A	N	-,374 [*]	,031	,000	-,436	-,312
	R	-,716 [*]	,038	,000	-,791	-,641
N	A	,374 [*]	,031	,000	,312	,436
	R	-,342 [*]	,034	,000	-,409	-,276
R	A	,716 [*]	,038	,000	,641	,791
	N	,342 [*]	,034	,000	,276	,409

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

Tab. 4.7: Messmethodenvergleich von der Messung der den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexions-(A), Neutral-(N) und Retroflexionsstellung (R)

Methodenvergleich der den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexion-, Neutral- und Retroflexionsstellung für C2/C3 bis C7/T1

Segment	Stellung	Mittlere Differenz	Standardfehler	Sig. ^a	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
C2/C3	A – N	-,201*	,043	,000	-,287	-,115
	N – R	-,443*	,064	,000	-,572	-,314
	A – R	-,644*	,069	,000	-,782	-,506
C3/C4	A – N	-,406*	,062	,000	-,532	-,281
	N – R	-,508*	,072	,000	-,653	-,364
	A – R	-,915*	,062	,000	-1,039	-,790
C4/C5	A – N	-,496*	,071	,000	-,640	-,353
	N – R	-,483*	,071	,000	-,625	-,341
	A – R	-,979*	,061	,000	-1,103	-,856
C5/C6	A – N	-,466*	,067	,000	-,600	-,331
	N – R	-,366*	,061	,000	-,487	-,244
	A – R	-,831*	,081	,000	-,993	-,669
C6/C7	A – N	-,251*	,045	,000	-,342	-,160
	N – R	-,213*	,052	,000	-,317	-,108
	A – R	-,464*	,054	,000	-,573	-,355
C7/T1	A – N	-,134*	,043	,003	-,221	-,047
	N – R	-,097	,053	,077	-,204	,011
	A – R	-,231*	,045	,000	-,321	-,140

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Tab 4.8: Methodenvergleich der den Spinalkanal einengenden Prozesse in Anteflexion-(A), Neutral-(N) und Retroflexionsstellung (R) für C2/C3 bis C7/T1 (A – N Differenz aus Anteflexion und Neutralstellung, N – R Differenz aus Neutral- und Retroflexionsstellung, A – R Differenz aus Anteflexion und Retroflexionsstellung)

Diese signifikanten ($p < 0.05$) Unterschiede sind auch auf den einzelnen Segmenthöhen nachvollziehbar. Bei der Betrachtung der Messmethoden für die einzelnen Segmente zeigten sich die kleinsten Einengungen in Anteflexionsstellung und die größten einengenden Prozesse konnten in Retroflexion ermittelt werden. Die gemessenen Werte in Neutralstellung reihten sich zwischen den in Anteflexion und Retroflexion bestimmten Ergebnissen ein. Die einzige Ausnahme hierbei ergab sich bei dem Vergleich von Neutralstellung zu Retroflexionsstellung auf Höhe C7/T1. In diesem Bereich war der Unterschied der Messmethode nicht auf dem $p < 0.05$ -Niveau signifikant. Die größten Messunterschiede von Anteflexionsstellung zu Retroflexionsstellung ergaben sich bei den Segmenthöhen C3/C4, C4/C5 und C5/C6 mit durchschnittlichen Werten von 0,8 bis 1 mm (Tab. 4.7).

4.3.2 Ergebnisse des ausgemessenen subarachnoidalen Raumes in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Begutachtung der gewonnenen Werte für den subarachnoidalen Raum aus Anteflexionsstellung und Retroflexionsstellung ergab signifikant abweichende Werte im Vergleich zur Neutralstellung. Durchschnittlich war signifikant ein größerer subarachnoidaler Raum bei den Messungen in Anteflexion nachweisbar. Die Höhe C2/C3 bildete hierbei eine Ausnahme, da hier die ermittelten Werte in Anteflexion kleiner waren als in Neutralstellung. In Retroflexion waren die bestimmten Werte für den subarachnoidalen Raum im Mittel geringer als die in Anteflexions- und Neutralstellung ausgemessenen Werte (Abb. 4.7).

In Anteflexionsstellung wurden die durchschnittlich kleinsten subarachnoidalen Räume in sagittaler Schnittebene in den Segmenten C5/C6 und C6/C7 mit unter 11 mm gemessen. Durchschnittlich stellte sich der subarachnoidale Raum auf der Höhe von C2/C3 und C7/T1 nicht kleiner als 12 mm dar. Auf Höhe C3/C4 und C4/C5 war der subarachnoidale Raum im Mittel zwischen 11,5 mm und 12 mm weit. Die kleinsten ausgemessenen Räume zeigten sich mit unter 8 mm im Bereich von C4/C5 sowie C5/C6 und mit unter 7 mm auf Höhe von C6/C7. Der subarachnoidale Raum im Bereich von C2/C3 und C7/T1 wurde nie kleiner als 9 mm ausgemessen (Tab. 4.9).

Der subarachnoidale Raum in Anteflexions- und Retroflexionsstellung auf Höhe von C2/C3 bis C7/T1

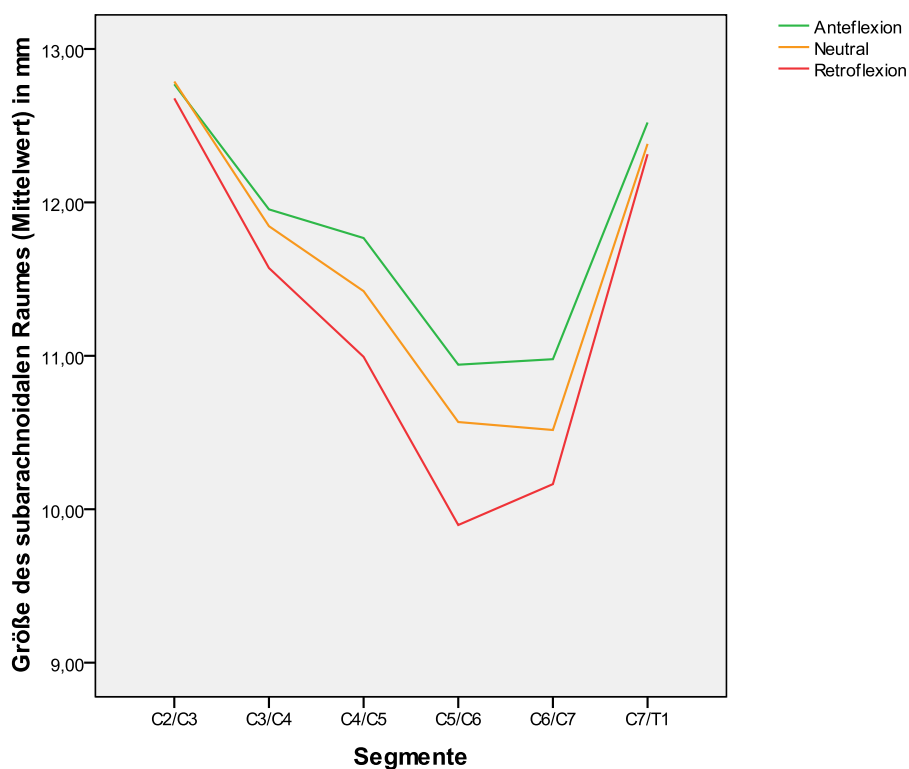


Abb. 4.7 – Mittelwerte des subarachnoidalen Raumes in mm der Segmente C2/C3 bis C7/T1 und der Einteilung in Anteflexions-(grün), Neutral(orange)- und Retroflexionsstellung(rot)

Der subarachnoidale Raum in Anteflexionsstellung

Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	9,65	16,60	12,7700	1,39887
C3/C4	50	8,20	15,30	11,9545	1,54277
C4/C5	50	7,65	15,00	11,7677	1,71198
C5/C6	50	7,65	14,75	10,9422	1,75079
C6/C7	50	6,55	13,40	10,9780	1,66777
C7/T1	50	9,35	15,20	12,5210	1,27099
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.9 – Der subarachnoidale Raum in Anteflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Der subarachnoidale Raum in Retroflexionsstellung					
Segmente	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
C2/C3	50	9,21	16,65	12,6782	1,47774
C3/C4	50	7,50	15,10	11,5723	1,70335
C4/C5	50	6,45	14,60	10,9934	2,00379
C5/C6	50	6,25	13,50	9,8972	1,71194
C6/C7	50	6,10	13,30	10,1637	1,67374
C7/T1	50	9,55	15,95	12,3140	1,43591
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.10 – Der subarachnoidale Raum in Retroflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

In Retroflexionsstellung zeigten sich auf Höhe von C5/C6 mit unter 10 mm die durchschnittlich kleinsten Subarachnoidalräume. Diese stellten sich mit mehr als 12 mm im Bereich von C2/C3 und C7/T1 durchschnittlich am weitesten dar. Im Bereich C3/C4 bis C6/C7 waren die subarachnoidalen Räume mit 10 bis 12 mm im Mittel am engsten. Die kleinsten Werte konnten auf Höhe von C4/C5 bis C6/C7 mit unter 6,5 mm gemessen werden. Die weitesten subarachnoidalen Räume wurden auf Höhe C2/C3 mit über 16 mm bestimmt (Tab. 4.10).

Der Vergleich der Messung in Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung ergab einen signifikanten Unterschied ($p < 0.05$) zwischen den Messmethoden für den subarachnoidalen Raum. Im Durchschnitt waren diese in Anteflexion um ca. 0,23 mm weiter als die in Neutralstellung gemessenen. Die in Retroflexion ermittelten Subarachnoidalräume waren ca. 0,31 mm kleiner als die in Neutralstellung bestimmten Werte. Die Ergebnisse zwischen den in Anteflexion festgestellten Resultaten unterschieden sich mit mehr als 0,5 mm von denen die in Retroflexion ermittelt wurden (Tab.4.11)

Ergebnisse

Methodenvergleich der Messung des subarachnoidalen Raumes in Anteflexions-, Neutral-, und Retroflexionsstellung						
(I)Faktor1	(J)Faktor1	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^a	95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a	
					Untergrenze	Obergrenze
A	N	,235 [*]	,035	,000	,167	,304
	R	,552 [*]	,043	,000	,468	,637
N	A	-,235 [*]	,035	,000	-,304	-,167
	R	,317 [*]	,032	,000	,253	,381
R	A	-,552 [*]	,043	,000	-,637	-,468
	N	-,317 [*]	,032	,000	-,381	-,253

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Tab 4.11: Methodenvergleich der mittleren Weiten des subarachnoidalen Raumes
in Anteflexions-(A), Neutral-(N), und Retroflexionsstellung(R)

Methodenvergleich der Messung des subarachnoidalen Raumes in Anteflexion-, Neutral- und Retroflexionsstellung für C2/C3 bis C7/T1

Segment	Stellung	Mittlere Differenz	Standardfehler	Sig. ^a	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
C2/C3	A – N	-,018	,085	,833	-,189	,153
	N – R	,110	,075	,152	-,042	,261
	A – R	,092	,090	,312	-,089	,272
C3/C4	A – N	,110	,056	,055	-,002	,221
	N – R	,273 [*]	,073	,000	,127	,419
	A – R	,382 [*]	,083	,000	,216	,549
C4/C5	A – N	,346 [*]	,087	,000	,171	,521
	N – R	,428 [*]	,074	,000	,280	,576
	A – R	,774 [*]	,105	,000	,563	,985
C5/C6	A – N	,374 [*]	,097	,000	,178	,570
	N – R	,671 [*]	,087	,000	,496	,846
	A – R	1,045 [*]	,093	,000	,859	1,231
C6/C7	A – N	,462 [*]	,102	,000	,256	,667
	N – R	,353 [*]	,071	,000	,210	,496
	A – R	,814 [*]	,111	,000	,592	1,037
C7/T1	A – N	,139 [*]	,058	,019	,024	-,047
	N – R	,068	,066	,312	-,065	,011
	A – R	,207 [*]	,076	,009	,054	-,140

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

- a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Tab. 4.12 Methodenvergleich der Messung des subarachnoidalen Raumes in Anteflexion-(A), Neutral-(N) und Retroflexionsstellung (R) für C2/C3 bis C7/T1 (A – N Differenz aus Anteflexion und Neutralstellung, N – R Differenz aus Neutral- und Retroflexionsstellung, A – R Differenz aus Anteflexion und Retroflexionsstellung)

4.3.3 Myelondurchmesser in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Mittelwerte der gemessenen Myelondurchmesser war in Anteflexionsstellung bis auf das Segment C3/C4 kleiner als die in Neutralstellung gemessenen Werte. Die Werte in Retroflexion waren durchschnittlich größer als die in Neutral- und Anteflexionsstellung gemessenen Mittelwerte (Abb. 4.8).

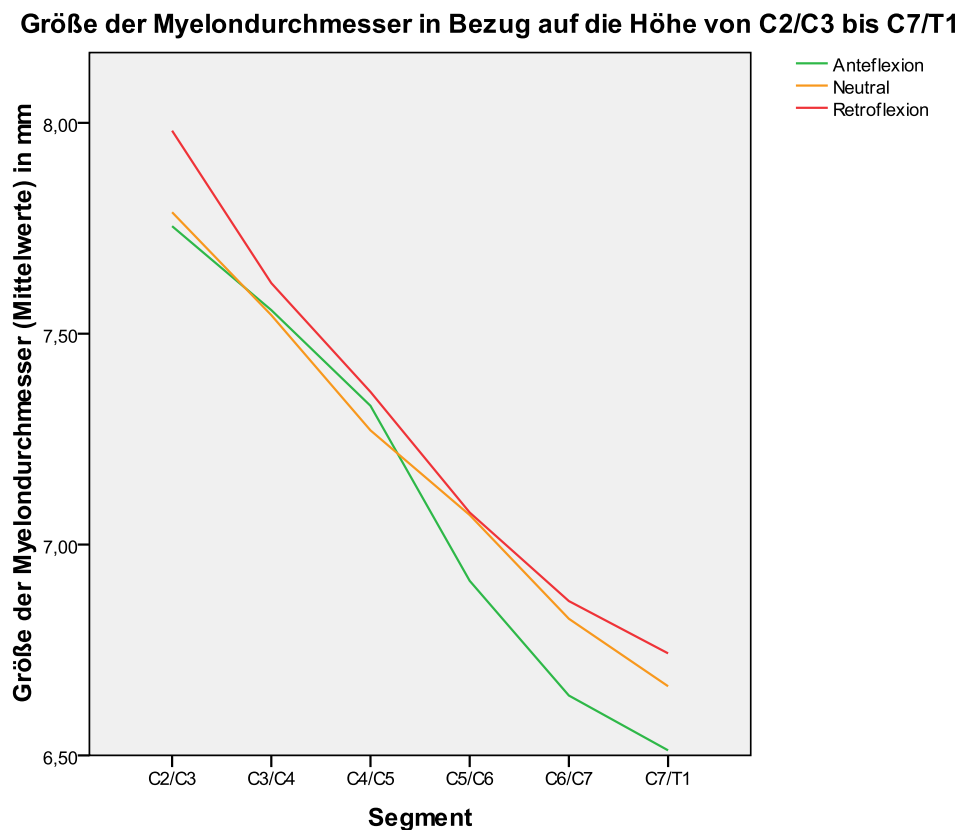


Abb. 4.8 Mittelwerte der Myelondurchmesser in mm der Segmente C2/C3 bis C7/T1 und der Einteilung in Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung

In Anteflexionsstellung ergaben die im Mittel gemessenen Werte, dass sie von C2/C3 mit ca. 7,8 mm ausgehend zu C7/T1 mit ca. 6,5 mm abnahmen. Die maximalen Werte wurden in Anteflexion auf Höhe von C2/C3 mit über 9 mm gemessen. Die kleinsten Werte in Anteflexionsstellung konnten bei unseren Patienten mit unter 5 mm auf Höhe C7/T1 festgestellt werden (Tab. 4.13).

Ergebnisse

		Myelondurchmesser in Anteflexionsstellung				
		Gültige N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Segment	C2/C3	50	6,20	9,30	7,76	,64
	C3/C4	50	5,90	8,70	7,56	,64
	C4/C5	50	5,80	8,40	7,33	,61
	C5/C6	50	5,30	8,30	6,91	,58
	C6/C7	50	5,30	7,90	6,64	,61
	C7/T1	50	4,90	7,40	6,51	,53

Tab. 4.13 Myelondurchmesser in Anteflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

In Retroflexion nahmen die Werte im Mittel von C2/C3 mit fast 8 mm zu C7/T1 mit 6,7 mm ab. Die Maximalen Werte wurden mit 9,2 mm auf Höhe von C2/C3 gemessen. Der kleinste Wert wurde mit 4,8 mm auf Höhe von C6/C7 ermittelt (Tab.4.14).

		Myelondurchmesser in Retroflexionsstellung				
		Gültige N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Segment	C2/C3	50	6,50	9,20	7,98	,57
	C3/C4	50	5,80	8,80	7,62	,68
	C4/C5	50	5,60	8,80	7,36	,73
	C5/C6	50	5,10	8,50	7,08	,71
	C6/C7	50	4,80	8,10	6,87	,68
	C7/T1	50	5,40	8,00	6,74	,49

Tab. 4.14: Myelondurchmesser in Retroflexionsstellung mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Segmente C2/C3 - C7/T1

Methodenvergleich der mittleren Myelondurchmesser in Anteflexions-, Neutral-, und Retroflexionsstellung

(I)Faktor1	(J)Faktor1	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^a	95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a	
					Untergrenze	Obergrenze
A	N	-,075 [*]	,026	,004	-,127	-,024
	R	-,157 [*]	,028	,000	-,212	-,101
N	A	,075 [*]	,026	,004	,024	,127
	R	-,081 [*]	,027	,003	-,134	-,028
R	A	,157 [*]	,028	,000	,101	,212
	N	,081 [*]	,027	,003	,028	,134

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Tab. 4.15 Methodenvergleich der mittleren Myelondurchmesser in Anteflexions-(A), Neutral-(N), und Retroflexionsstellung(R)

Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied von ($p < 0.05$) bei der Messung des Myelondurchmessers in Abhängigkeit zu der Einstellung in Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung. Im Vergleich zur Neutralstellung waren die in Anteflexion gemessenen Werte um ca. 0,07 mm größer und die in Retroflexion ermittelten Werte waren um ca. 0,08 mm kleiner. Vergleicht man die bestimmten Durchmesser des Myelons der Anteflexionsstellung, waren diese insgesamt um 0,15 mm größer als die in Retroflexionsstellung gemessenen Werte.

Bei der Betrachtung der einzelnen Segmente ergaben sich teilweise signifikante Unterschiede der drei Messmethoden, teilweise waren keine signifikanten Unterschiede zu ermitteln. Genauere Angaben können der Tabelle 4.16 entnommen werden.

Ergebnisse

Vergleich der Myelondurchmesser in Anteflexion-, Neutral- und Retroflexionsstellung für C2/C3 bis C7/T1

Segment	Stellung	Mittlere Differenz	Standardfehler	Sig. ^a	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
C2/C3	A – N	-,033	,064	,608	-,162	,096
	N – R	-,193 [*]	,067	,006	-,328	-,059
	A – R	-,226 [*]	,062	,001	-,351	-,102
C3/C4	A – N	,012	,056	,830	-,100	,124
	N – R	-,076	,058	,193	-,192	,040
	A – R	-,064	,073	,385	-,211	,083
C4/C5	A – N	,058	,067	,391	-,077	,193
	N – R	-,058	,067	,391	-,193	,077
	A – R	-,033	,071	,645	-,176	,110
C5/C6	A – N	-,156 [*]	,053	,005	-,263	-,049
	N – R	-,006	,071	,933	-,148	,136
	A – R	-,162 [*]	,078	,043	-,318	-,006
C6/C7	A – N	-,182 [*]	,087	,041	-,357	-,007
	N – R	-,042	,080	,602	-,203	,119
	A – R	-,224 [*]	,072	,003	-,369	-,079
C7/T1	A – N	-,152 [*]	,043	,001	-,239	-,065
	N – R	-,078	,045	,090	-,169	,013
	A – R	-,230 [*]	,052	,000	-,334	-,126

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

- a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Tab. 4.16 Methodenvergleich des Myelondurchmessers in Anteflexion-(A), Neutral-(N) und Retroflexionsstellung (R) für C2/C3 bis C7/T1 (A – N Differenz aus Anteflexion und Neutralstellung, N – R Differenz aus Neutral- und Retroflexionsstellung, A – R Differenz aus Anteflexion und Retroflexionsstellung)

4.3.4 Ergebnisse der gemessenen Winkel in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Anteflexions- und Retroflexionswinkel wurden über das Cobb-Messverfahren bestimmt. Die positiven Werte gaben hierbei eine kyphotische, die negativen Werte eine lordotische Stellung der Wirbelkörper zueinander wieder. Die Messungen ergaben einen signifikanten Unterschied beider Messmethoden ($F=285.22$; $p<0.001$; Abb. 4.10).

Bei der Betrachtung der gemessenen Winkel in Anteflexionsstellung zeigten sich Werte die im Mittel zwischen -4° im Segment C7/T1 und $1,48^\circ$ im Segment C5/C6 lagen. Die maximal erreichten Werte lagen im Bereich von ca. 6° im Segment C2/C3 und ca. 13° im Segment C5/C6. Die kleinsten ermittelten Werte waren von ca. -6° im Segment C3/C4 bis zu -18° im Segment C6/C7 feststellbar (Tab. 4.18).

In Retroflexionsstellung ergaben sich Werte die im Mittel zwischen ca. -5° im Segment C2/C3 und -10° im Segment C6/C7 lagen. Die maximalen Winkel, also die maximal kyphotische Stellung, wurden mit Werten zwischen 7° im Segment C7/T1 und ca. 0° im Segment C2/C3 und C3/C4 erreicht. Die minimalen Winkel, die mit der maximal lordotischen Stellung zueinander, wurden mit -11° bei C2/C3 und -24° im Segment C6/C7 erreicht (Tab. 4.17). Abbildung 4.11 zeigt die in Tabelle 4.17 dargestellten Mittelwerte für Anteflexions- und Retroflexionsstellung graphisch als Liniendiagramm.

Gesamtwinkel von C2 zu T1					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Anteflexionswinkel C2/T1	50	-42,20	20,30	-,5588	12,29115
Retroflexionswinkel C2/T1	50	-73,35	-17,10	-36,8720	12,37027
Winkel C2/T1	50	-56,85	-8,75	-36,3132	9,68661
Gültige Werte (Listenweise)	50				

Tab. 4.17 – Winkel von Segment C2 zu T1 mit Minimum, Maximum und Mittelwert

Ergebnisse der Winkel in Anteflexions- und Retroflexionsstellung								
		Anteflexionswinkel			Retroflexionswinkel			
		N	Mittelwert	Minimum	Maximum	Mittelwert	Minimum	Maximum
Segment	C2/C3	50	-1,61	-15,95	6,25	-5,34	-11,40	,20
	C3/C4	50	1,44	-6,45	10,85	-5,40	-18,60	,30
	C4/C5	50	1,01	-9,76	10,60	-7,45	-15,25	1,70
	C5/C6	50	1,48	-9,60	13,65	-7,94	-18,30	3,95
	C6/C7	50	-2,86	-18,50	7,80	-10,05	-24,15	2,35
	C7/T1	50	-4,04	-14,40	9,45	-6,70	-15,05	7,07

Tab. 4.18 – Deskriptive Statistik zur Verteilung der Winkel in Anteflexions- und Retroflexionsstellung der einzelnen Segmente C2/C3 bis C7/T1 mit Mittelwert, Minimum und Maximum

Die Messungen der Gesamtwinkel, also dem Winkel von Segment C2 zu T1, ergaben, dass die Anteflexionswerte im Mittel um ca. $0,5^\circ$ lagen. Den kleinsten Wert, also die größte lordotische Auslenkung wurde mit ca. -42° erreicht und der maximale Winkel, also die größte dargestellte Kyphose, wurde mit ca. 20° gemessen. In Retroflexion zeigten sich Werte die im Mittel im Bereich von ca. 36° lagen. Es wurden nur Lordoseseinstellungen der Halswirbelsäule in Retroflexionseinstellung gefunden. Der größte Winkel, hier die geringste dorsale Extension wurde mit ca. 17° ermittelt, das Minimum, also die größtmögliche Dorsalextension wurde mit ca. 73° gemessen (Tab. 4.17 & Abb. 4.9).

Die mittlere Differenz der Winkel der einzelnen Segmente wurden zwischen C5/C6 mit $9,8^\circ$, C4/C5 mit $8,5^\circ$, C6/C7 mit $7,6^\circ$ und C3/C4 mit $7,0^\circ$ festgestellt. Die Segmente C2/C3 und C7/T1 fielen mit $4,4^\circ$ und $3,5^\circ$ geringer aus, wie der Abbildung 4.9 zu entnehmen ist.

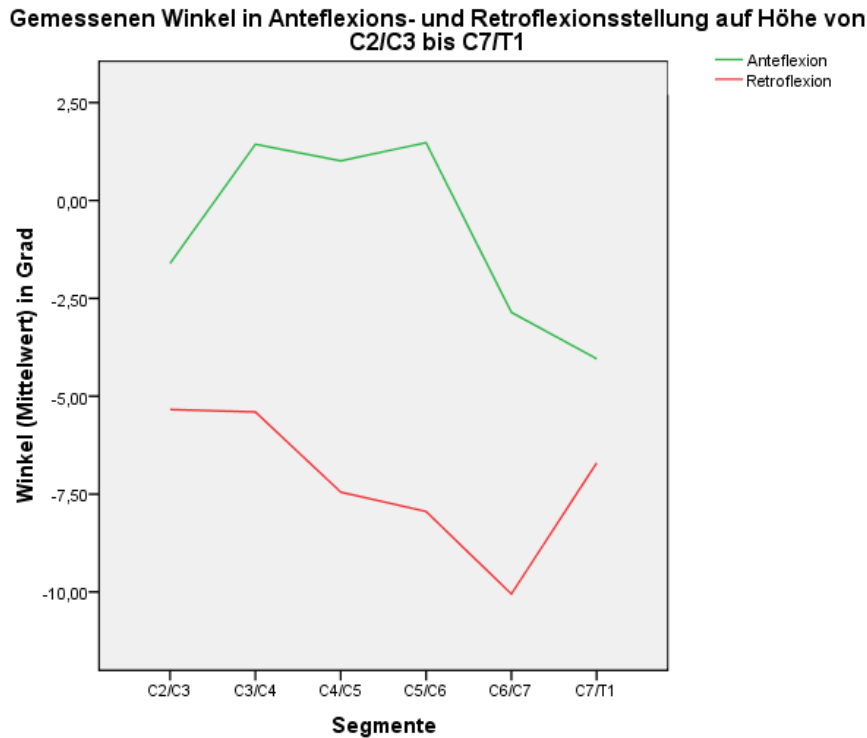


Abb. 4.9 – Anteflexions- und Retroflexionswinkel in Bezug auf die einzelnen Segmente

4.4 Weitergehende Auswertung der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen ermittelten Ergebnisse

4.4.1 Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen gemessenen Werte des subarachnoidalen Raumes

Wird die prozentuale Änderung des subarachnoidalen Raumes von Anteflexions- zur Retroflexionsstellung mit der Einteilung, die mithilfe des d-NPAD Fragebogens bestimmt wurde, korreliert, weisen diese eine Signifikanz von -0,14 auf dem Niveau von 0.01 auf. Die Korrelation der im Fragebogen insgesamt erzielten Werte war ebenfalls signifikant auf dem Niveau von 0.05 mit -0,16 mit der prozentualen Änderung der Spinalkanalweite (Tab. 4.18).

Korrelationen			
		NPAD Gesamtpunktzahl	NPAD -Einteilung
Prozentuale Änderung der Spinalkanalweite	Korrelation nach Pearson	-,143*	-,156**
	Signifikanz (2-seitig)	,013	,007
	N	300	300

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 4.18 Korrelation der Prozentualen Änderung der Weite des subarachnoidalen Raumes und des NPAD-d (Gesamtpunktzahl und Einteilung)

Der Tabelle 4.19 ist zu entnehmen, dass im Durchschnitt der Subarachnoidalraum in Retroflexion kleiner ist als der in Anteflexion festgestellte SAR. Diese Werte sind auf Höhe der Segmente C4/C5, C5/C6 sowie C6/C7 von der Anteflexionsstellung ausgehend in Retroflexion auf ca. 90 – 95% verringert. Eine Reduktion des subarachnoidalen Raumes war durchschnittlich um maximal 2% für Segmente C2/C3 und C7/T1 nachweisbar. Die Segmente C4/C5, C5/C6 und C6/C7 wiesen eine maximale Reduktion des subarachnoidalen Raumes von bis zu 29% auf. Einige Messungen zeigten Werte bei denen sich der subarachnoidale Raum aber auch um bis zu 11% in Retroflexionsstellung auf Höhe C6/C7 erweiterte.

Das folgende Diagramm gibt die absolute Änderung der Weite des subarachnoidalen Raumes aus Anteflexion und Retroflexion in mm an (Abb. 4.10). Die Differenzen aus den gemessenen Spinalkanalweiten in Anteflexionsstellung und Retroflexionsstellung wurden für jedes Segment ermittelt. Es zeigte sich, dass die größten Differenzen im Bereich der Segmente C5/C6, C4/C5 und C6/C7 auftraten. An den Segmenten C2/C3 und C7/T1 waren kaum größere Unterschiede in Abhängigkeit von der Einstellung nachweisbar.

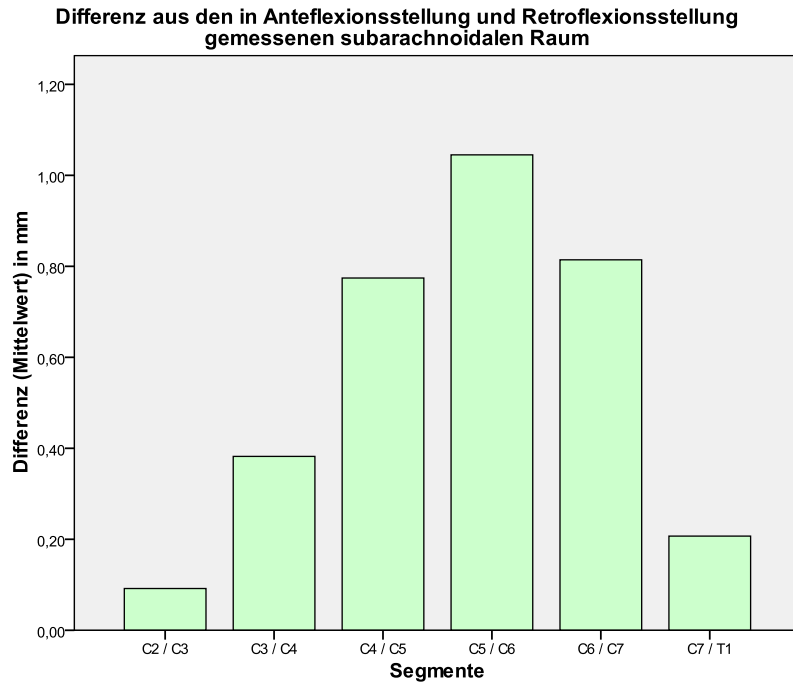


Abb. 4.10 – Balkendiagramm Differenz aus dem in Anteflexionsstellung und Retroflexionsstellung gemessenen subarachnoidalen Raumes in mm in Bezug auf die einzelnen Segmente

Prozentuale Änderung der Spinalkanalweite von Anteflexion zu Retroflexion						
		Gültige N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Segment	C2/C3	50	85,77	107,36	99,33	5,06
	C3/C4	50	77,62	103,73	96,69	5,25
	C4/C5	50	74,14	105,04	93,07	6,92
	C5/C6	50	72,68	103,43	90,43	6,33
	C6/C7	50	71,68	111,79	92,71	7,56
	C7/T1	50	84,45	107,77	98,30	4,31

Tab. 4.19 Prozentuale Änderung der Spinalkanalweite von Anteflexion zu Retroflexion mit Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung

4.4.2 Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen gemessenen Winkel

Die größte Differenz der aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung ermittelten Winkel zeigte sich mit 23,5° im Segment C5/C6. Die maximalen Differenzen der anderen Segmente waren mit 12,3° des Segmentes C2/C3 bis 15,8° C4/C5 geringer ausgeprägt (Tab. 4.20).

Differenz der Winkel der Anteflexionsstellung und Retroflexionsstellung						
		Gültige N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Segment	C2/C3	50	,10	12,30	4,45	3,10
	C3/C4	50	,65	14,75	6,99	3,39
	C4/C5	50	1,80	15,85	8,46	2,95
	C5/C6	50	1,85	23,50	9,88	4,96
	C6/C7	50	,55	15,53	7,61	3,82
	C7/T1	50	,05	13,50	3,52	3,18

Tab. 4.20 - Differenz der Winkel aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die ermittelten Differenzen der Winkel waren vor allem in den Segmenten C5/C6 und C4/C5 am stärksten, die Segmente C2/C3 und C7/T1 waren im Vergleich geringer ausgeprägt. Abbildung 4.11 zeigt diese Ergebnisse in Form eines Balkendiagramms.

Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsstellung gemessenen Winkel auf Höhe von C2/C3 bis C7/T1

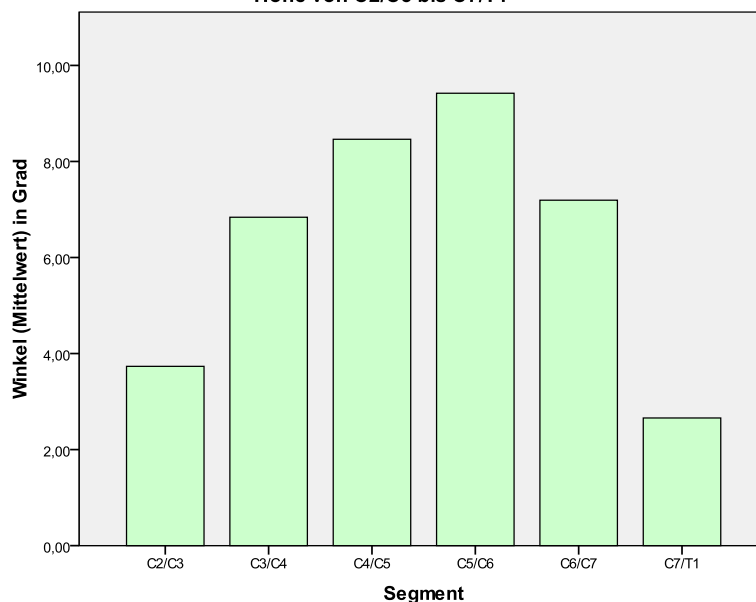


Abb. 4.11 Balkendiagramm Differenz der in Anteflexions- und Retroflexionsstellung gemessenen Winkel in Grad auf Höhe von C2/C3 bis C7/T1

4.4.3 Korrelation zwischen der Änderung der Weite des SAR und der Änderung der Winkel aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Daten der Differenzen der Weiten des subarachnoidalen Raumes und der Differenzen der Winkel aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung wurden nach Pearson korreliert. Dabei ergab sich eine signifikante Korrelation von 0,338 mit $p < 0,005$ (Tab. 4.21). Eine graphische Darstellung dieses Sachverhaltes gibt das Streudiagramm in Abb. 4.12 wieder.

Korrelationen zwischen den in Änderungen der Winkel und der Weite des SAR aus Anteflexions- und Retroflexionsstellung

		Änderung des SAR (Anteflexion-Retroflexion)	Änderung der Winkel (Anteflexion-Retroflexion)
Änderung des SAR (Anteflexion-Retroflexion)	Korrelation nach Pearson	1	,338**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	300	300
Änderung der Winkel (Anteflexion-Retroflexion)	Korrelation nach Pearson	,338**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	300	300

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 4.21 Korrelation der Änderung der Weite des SAR und der Winkel die in Anteflexions- und Retroflexionsstellung ermittelten Werte

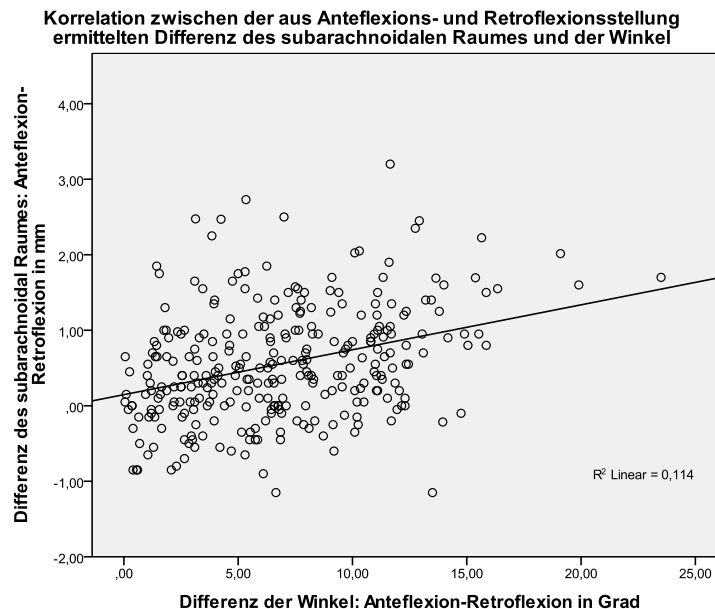


Abb. 4.12 Diagramm zur Korrelation der Änderung der Weite des SAR und der Winkel die in Anteflexions- und Retroflexionsstellung ermittelten Werte

4.5 Spezielle Artefakte in der T2 – Blade – Sequenz

Auf der einen Seite wird durch die T2 – Blade – Sequenz in den sagittalen Schnittebenen, die auch bei dieser Studie verwendet worden, eine Reduzierung von Artefakten erreicht (Fellner et al. 2010). Auf der anderen Seite kann die T2 – Blade – Sequenz unter bestimmten Bedingungen sägezahnartige Artefakte erzeugen. Fellner et al. stellte diese 2010 bei Bewegungen, die einem Nicken entsprechen, dar. Eine kopfschüttelnde Kopfbewegung, wie sie beim Verneinen gemacht wird, führt hingegen nicht zu einer Entstehung dieser Artefakte. Bei unserer Studie ein Problem, dass durch die kinematischen Aufnahmen die Nick-Bewegung durch die Beugung oder das Überstecken der HWS teilweise provoziert wurde und dies somit zu den Sägezahnartefakten führte (Abb. 4.13a). Das Bild an sich war dann scharf, aber es traten mehrere Geisterbilder bzw. um den Mittelpunkt des Bildes rotierte Bilder auf (Abb. 4.14a). In den TSE-Sequenzen führten diese Bewegungen zu einer extremen Unschärfe (Abb. 4.13.b und 4.14b). Der Kopfschüttel-Bewegung konnte einfach mit den Kopfstützen der Kopfspule entgegengewirkt werden. Ragoschke–Schumm et al. also auch

Fellner et al. bezeichneten die BLADE-Sequenz als eine vorteilhafte Option, wenn es um die Reduktion von Artefakten in der sagittalen Schnittebene geht (Fellner et al. 2010, Ragoschke-Schumm et al. 2011).



4.13a – Sägezahnartefakte in der
T2 – Blade -Sequenz



4.13b – Unschärfe / Blurring in der
T2 – TSE – Sequenz



4.14a – Überlagerung und Geisterbilder
in der T2 – Blade – Sequenz



4.14b – Unschärfe und Überlagerungen
in der T2 – TSE – Sequenz

5 Diskussion

5.1 d-NPAD Ergebnisse

Letztendlich erwies sich eine Korrelation zwischen dem subjektiven Schmerzempfinden des Patienten und der objektiven Erfassung von verschiedenen direkt gemessenen Parametern als kaum ausdifferenzierbar. Bei der durchgeführten Studie war ein Zusammenhang zwischen der Gesamtpunktzahl bzw. Einteilung in die d-NPAD Klassifikationen und der Protrusionen der Bandscheiben, der gemessenen Spinalkanalweite sowie der Winkel nicht nachweisbar. Diese Tatsache kann einerseits durch den verwendeten d-NPAD Fragebogen bedingt sein, der trotz der Vielfältigkeit der Themen, durch seine 20 Fragen nicht jede Einschränkung oder jede Schmerzwahrnehmung des Untersuchten darstellen kann. Er bietet jedoch eine schnelle Möglichkeit die subjektive Empfindung der Untersuchten zu objektivieren und vergleichbar zu machen (Wheeler et al. 1999, Scherer et al. 2008). Das Erfassen von Bewegungsstörungen, Schmerzintensität, die Beeinflussung der Emotionen und der Konzentration durch die Nackenschmerzen sowie die Beeinflussung des alltäglichen Lebens sind wichtige Aspekte, die einen Überblick der Gesamtsituation ermöglichen. Eine spezielle Anamnese und damit eine exakte Aussage über Schmerzlokalisation oder Art der Beschwerden, wie z.B. Parästhesien oder Ausfallserscheinungen, die Grundpfeiler bei der neurologischen Untersuchung sind, können mit dem d-NPAD jedoch nicht erfasst werden. Andererseits wurden in der aktuellen Studie nur die mediane Schnittebene untersucht und somit nur Einschränkungen wiedergegeben, die ihren Ursprung in diesem Bereich haben. Eine laterale Protrusion wurde in dieser Studie nicht erfasst und somit nicht beurteilt. Auch das Vorhandensein von einer Fehlstellung in Form einer Skoliose oder einer Spondylolisthesis und die Differenzierung zwischen degenerativen Bandscheibenveränderungen und ossären Degeneration wurden wegen der Fülle des in so einem Fall erhobenen Datenumfanges nicht berücksichtigt.

5.2 Datenakquisitionszeiten

Die gesamte Datenakquisition erfolgte mittels einer Sequenzdauer von 2:02 Minuten bei Nutzung der T2 – BLADE – Sequenz und 2:25 Minuten bei Anwendung der konventionellen T2 – TSE – Sequenz. Diese Sequenzen wurden in Neutral-, Anteflexions- und Retroflexionsstellung durchgeführt. Die Gesamtzeit einer T2 – BLADE – Sequenz lag somit bei 6:06 Minuten und die der TSE bei 7:15 Minuten. Somit kann gesagt werden, dass die T2 – BLADE – Sequenz von der Geschwindigkeit der Datenerfassung der T2 – TSE – Sequenz überlegen war. Das in der Studie von Ragoschke-Schumm et al. verwendete 1,5 Tesla MRT-Gerät benötigte mit einer Sequenzdauer von 4:45 Minuten bei sagittalen Aufnahmen mit der T2 – TSE – Sequenz ungefähr die doppelte Zeit. Die in erwähnter Datenerhebung verwendete T2 – BLADE – Sequenz war mit 2:58 Minuten im 1,5 Tesla MRT-Gerät somit um ca. 50% länger, als die in dieser aktuell durchgeführten Studie angewandte Methode. Es wird hierbei deutlich, dass die BLADE-Sequenz nicht nur generell eine erheblich kürzere Aquisitionszeit benötigt sondern diese auch nochmals unter Verwendung eines entsprechenden 3 Tesla Geräts verringert wird. Wohingegen bei einem 1,5 Tesla Gerät die Zeitdifferenz der Sequenzlängen von BLADE und TSE mit 30% verhältnismäßig hoch sind, ist bei einem 3 Tesla MRT-Gerät die Differenz nur ca. 10% zu datieren. Anhand dieser Eckdaten lässt sich erkennen, dass mittels des technischen Fortschritts der Geräte immer praktikablere Datenerhebungen möglich sind. Immer kürzere Sequenzdauern erlauben nicht nur eine genauere und aktuellere Bildgebung sondern machen letztere auch für Patienten deutlich angenehmer. Eine noch vor nicht allzu langer Zeit – genauer im Jahr 2008 - durchgeführte Studie von Morishita et al. wurde mithilfe eines 0.6T MRT realisiert (Morishita et al. 2008a). Die Messzeiten betrugen hier zwischen 10 und 12 Minuten je Position. Dabei stellte es sich als sehr schwierig für die Patienten heraus die entsprechenden Positionen über diesen langen Zeitraum beizubehalten. In einigen Fällen war letzteres sogar nur mittels Schmerzmedikation möglich.

5.3 Diskussion der Resultate in Neutralstellung

Die Aufnahme der HWS in Neutralstellung gibt einen ersten allgemeinen Überblick über die anatomische Beschaffenheit der selbigen. In sagittaler Schnittebene kann somit die Charakteristik des Spinalkanales, der Bandscheiben und des Rückenmarks sehr gut dargestellt werden. Zusätzlich sind ligamentäre und ossäre Strukturen sowie deren Lage zueinander gut beurteilbar (Modic et al. 1983).

In der hier beschriebenen Studie werden in Neutralstellung diverse Aspekte berücksichtigt. Zu diesem Zweck wurden beispielweise der subarachnoidale Raum, der Myelondurchmesser und die Ausmaße von Prozessen, welche den subarachnoidalen Raum ventral einengen, ermittelt.

Zur Bestimmung des subarachnoidalen Raumes wurde von der anterioren zur posterioren Liquor-Gewebe-Grenze auf Höhe der Bandscheiben gemessen. Die somit ermittelten Werte sind infolgedessen durch Effekte, die den subarachnoidalen Raum einengen, beeinflusst und sind deutlich kleiner als die Spinalkanalweiten. Da sich die meisten im Folgenden erwähnten Studien auf die Spinalkanalweite beziehen, sind die Werte zur aktuell durchgeführten Arbeit sehr unterschiedlich.

Der Durchmesser des Myelons wurde auf Höhe der Bandscheiben für jedes Segment bestimmt, um einen direkten Bezug auf die ermittelten Spinalkanalweiten und die Prozesse, welche in den Spinalkanal ragen, nehmen zu können. Eine Beschreibung der Degeneration der Bandscheiben wurde nicht mit in die Studie aufgenommen. Diese richtet sich häufig nach Aspekten wie einem Höhenverlust, der Signalintensität, der Struktur des Nucleus, der Unterscheidung des Nucleus und des Annulus, Osteophyten sowie der Protrusion bzw. Herniation (Miyazaki et al. 2008a, Pfirrmann et al. 2001, Kolstad et al. 2005, Lehto et al. 1994). Letztendlich wurden lediglich die durch Protrusion, Herniation sowie osteophytär entstandenen Veränderungen berücksichtigt, die zu Spinalkanaleinengungen führen können.

Bei der Bestimmung der den Spinalkanal stenosierenden Prozesse zeigten sich letztere im Durchschnitt mit einer Ausdifferenzierung im Zwischenwirbelbereich von über 1,6 mm. Diese wurden auf Höhe der Segmente C5/C6 und C6/C7 vorgefunden. Deutlich geringer waren die Vorwölbungen im Bereich C2/C3 und C7/T1 mit durchschnittlich unter 0,4 mm. Dieser Sachverhalt zeigte sich auch bei der Untersuchung des subarachnoidalen Raumes. Die untersuchten Patienten wiesen im oberen Bereich der Halswirbelsäule und im unteren Übergangsbereich zur Brustwirbelsäule einen mit über 12,0 mm relativ weiten subarachnoidalen Raum auf. Dessen Weite im mittleren Bereich der HWS betrug ca. 10,5 mm und war somit im Durchschnitt um 15% enger. Dies kommt unter anderem auch dadurch zu Stande, dass die Protrusionen in der mittleren HWS stärker ausgeprägt sind als die der oberen und unteren Etagen. Eine verstärkte Degeneration wurde in verschiedenen Studien für die mittleren Segmente beschrieben. Hierbei handelte es sich meistens um die Höhen C4/C5, C5/C6 und C6/C7 (Miyazaki et al. 2008b, Miyazaki et al. 2008a).

Ein weiterer Aspekt in der Diagnostik von HWS-MRTs ist die Analyse der Spinalkanalweiten. Da diese bereits in mehreren Studien umfassend und detailliert vorbeschrieben ist wurde in der vorliegenden Studie auf die Bestimmung der SKW verzichtet und dafür der Focus auf die Ausmessung des subarachnoidalen Raumes gelegt. Lee et al. bestimmte anhand von Untersuchungen an über 400 Leichen eine durchschnittliche Spinalkanalweite von 14,1 mm (Lee et al. 2007). Der Unterschied zwischen diesem Messwert und den bereits beschriebenen 10,5 mm – 12,0 mm in der hier durchgeführten Studie erklärt sich hauptsächlich dadurch dass in selbiger der subarachnoidale Raum auf Höhe der Bandscheibe gemessen wurde und nicht die knöcherne Spinalkanalweite. Eine Betrachtung der anatomischen Spinalkanalweite ohne durch pathologische Veränderungen hervorgerufene Einengungen ist jedoch ebenso wichtig, da schon von angeborenen engen Spinalkanälen ein erhöhtes Risiko ausgeht eine Spinalkanalstenose zu entwickeln (Torg et al. 1996, Edwards und LaRocca 1983, Hayashi et al. 1987). Die hier gemessenen Myelondurchmesser waren im Mittel betrachtet ca. 7,0 mm groß und wiesen einen von kranial nach kaudal konischem Verlauf auf. Dieses unterscheidet sich von einer weiteren Studie, welche von bereits zuvor quotiertem Morishita et al. realisiert wurde. Dabei ergab sich ein Durchschnittswert für den

Myelondurchmesser von nahezu konstanten 8,0 mm bei Erwachsenen (Morishita et al. 2009). Selbige Studie beschreibt, dass es bei Patienten mit normaler SKW im Bereich der Bandscheibenfächer C4/C5, C5/C6 und C6/C7 zu einer signifikant stärkere Myelonkompression kommen kann, wenn man diese mit Patienten, die einen weiten Spinalkanal aufweisen, vergleicht. Betrachtet man diese Ergebnisse im Ganzen, zeigen sich demzufolge ein nach kaudal abnehmender Myelondurchmessers sowie einen Spinalkanal, welcher durch die ihn einengenden Prozesse, sich mittig verjüngt und nach kaudal wieder erweitert wird.

Im oberen Viertel der HWS ist sowohl der subarachnoidale Raum weit als auch das Myelon sehr kräftig ausgebildet. Um eine Kompression des Myelons herbeizuführen, muss eine Einengung des subarachnoidale Raum stärker als im mittleren HWS Bereich ausgeprägt sein. Auf Höhe von C4/C5 bis C6/C7 wird der Myelondurchmesser nur wenig kleiner und der subarachnoidale Raum deutlich enger. Somit ist die Wahrscheinlichkeit einer Kompression bei einer zusätzlichen Einengung deutlich höher. Im unteren Bereich, also bei dem Übergang von HWS zu BWS, verschmälert sich der Myelondurchmesser weiterhin und der subarachnoidale Raum erweitert sich wieder. Daher muss in diesem Bereich die Einengung des subarachnoidalen Raumes größer sein, um das Myelon zu komprimieren.

Ein wichtiger Punkt bei der Ursachenbestimmung von Nackenschmerzen und Beeinträchtigungen, die von der HWS ausgehen, ist die Ermittlung einer möglichen Myelonkompression. Aufgrund der im vorherigen Absatz genannten Gründe können auch schon geringere, den Spinalkanal einengende Prozesse, zu einer relevanten Kompression und damit zu Schmerzen sowie Einschränkungen führen. Daher wäre es in dem Fall nicht ideal von absolut gemessenen Werten - wie sie zum Beispiel bei Bandscheibenprotrusionen bestimmt werden und die Einengungen des subarachnoidalen Raumes indirekt widerzuspiegeln - auf die Schwere der Kompression zu schließen. Vielmehr sollte ein Verhältnis bestimmen werden, welches durch die Bestimmung des subarachnoidalen Raumes und des Myelondurchmessers eine relative Stenosierung des Spinalkanals angibt. In der aktuellen Studie wurden aufgrund des zusätzlichen Umfanges keine pathologischen Signalveränderungen des Myelons ermittelt.

5.4 Diskussion des Methodenvergleichs von Anteflexion und Retroflexionsstellung

Bei dem durchgeführten Vergleich der Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen, konnten signifikante Unterschiede der ermittelten Ergebnisse für die Prozesse, die den Spinalkanal einengen, den subarachnoidalen Raum und die ausgemessenen Winkel zwischen den einzelnen Wirbelkörpern festgestellt werden. So stellt sich im Mittel der subarachnoidale Raum in Anteflexionsstellung am weitesten dar während die Protrusionen am wenigsten stark ausgeprägt sind. Dieses Ergebnis kann darauf zurückgeführt werden, dass sich bei einer Bewegung der Wirbelkörper auch deren Winkel zueinander günstig verändert. Die Wirbelkörpergrund- und Deckplatten stehen in Anteflexionsstellung oft fast parallel zueinander; der Winkel liegt in allen Segmenten hauptsächlich im Bereich von $-0,5^\circ \pm 12^\circ$. In Folge dessen werden die Protrusionen geringer und damit auch der Subarachnoidalraum im Bereich des untersuchten Segmentes weiter. Dabei kann davon auszugehen werden, dass weniger Traktions- bzw. Kompressionskräfte auf die Bandscheiben einwirken, wenn die Grund- und Deckplatten der angrenzenden Wirbelkörper eine nahezu parallele Ausrichtung zueinander aufweisen. Dadurch können die signifikant stärkeren Protrusionen in Retroflexionsstellung im Vergleich zur Anteflexionsstellung erklärt werden.

Bei der Messung der Prozesse, die den subarachnoidalen Raum auf der Höhe der Bandscheiben einengen, kam es zu einem konstanten Messfehler. Bei der aktuell angewandten Messmethode wurden die erwähnten Prozesse mit Hilfe einer Lotrechten an der Wirbelkörperhinterkante, die parallel bis zur Liquor-Gewebe-Grenze verschoben wurde, ausgemessen. Durch die Stellung der Wirbelkörper zueinander wurden vor allem in Retroflexion zu große Werte ermittelt, da hier die Winkel sehr groß sind und die Lotrechte weiter in den subarachnoidalen Raum reicht. Eine bessere Methode wäre eine Messung bei der man eine Bezugslinie verwendet, welche die dorsalen Wirbelkörperkanten der Grund- und Deckplatten des auszumessenden Segmentes verbindet. Von dieser kann dann der einengende Prozess gemessen werden (Cooley et al. 2001).

Der subarachnoidale Raum wurde jedoch nach einem anderen Prinzip ausgemessen und ist nicht von einem solchen Messfehler beeinflusst worden. Die hierfür ermittelten Werte verhalten sich entgegengesetzt zu den gemessenen Ergebnissen für die beschriebenen Prozesse. So ist davon auszugehen, dass die Messergebnisse für den subarachnoidalen Raum exakter sind.

5.4.1 Die den subarachnoidalen Raum einengenden Prozesse in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Auswertung der gesammelten Daten aus Anteflexions-, Neutral- und Retroflexionsstellung zeigen signifikant unterschiedliche Werte bei der Bestimmung der den subarachnoidalen Raum einengenden Prozesse. Die in der Neutralstellung erfassten Prozesse sind in der Anteflexionsstellung durchschnittlich weniger stark ausgeprägt oder auch gar nicht mehr fassbar. Eine Zunahme der einengenden Prozesse zeigt sich bei der Untersuchung in Retroflexionsstellung im Vergleich zu den Ergebnissen in Neutralstellung. Außerdem können in Retroflexionsstellung Prozesse der HWS dargestellt werden, die sich in der Neutralstellung als unauffällige Zwischenwirbelbereiche abbilden.

Diesen Zusammenhang stellte Nägele et al. ebenfalls bei kinematischen MRT-Untersuchungen dar, jedoch ohne Bezug auf das Ausmaß der Veränderungen zu nehmen (Nägele et al. 1992). Im Durchschnitt unterscheiden sich in der aktuellen Studie die Protrusionen um ca. 0,35 mm je nach Einstellung voneinander. In Anteflexion nehmen die in Neutralstellung beobachteten einengenden Prozesse um ca. 0,35 mm ab. In Retroflexion hingegen engen sie den subarachnoidalen Raum um zusätzliche 0,35 mm ein. Bei dem Vergleich von Anteflexions- und der Retroflexionsstellung kann eine Veränderung von fast 1 mm in den Segmenten C3/C4, C4/C5 und C5/C6 gemessen werden. Diese Ebenen sind die am stärksten betroffenen Bereiche. Folglich kann man von einer Einengung von fast 10% ausgehen, wenn man sich auf einen subarachnoidalen Raum von ca. 11 mm bezieht. Ähnliche Ergebnisse stellten auch Chen et al. in einer Studie 1994 dar, die Halswirbelsäulen von Leichen untersuchten (Chen et al. 1994). Bei letzterer traten im unteren Bereich der HWS Bandscheibenprotrusionen im Durchschnitt

von 1.16 mm auf. Chen et al. wiesen außerdem nach, dass eine zusätzliche Verkleinerung des subarachnoidalen Raumes in Erscheinung trat, da bei Flexion das Ligamentum flavum im Mittel zu 2.68 mm in den Spinalkanal ragte. Die in der aktuellen Untersuchung ermittelten Werte für die Prozesse die den Spinalkanal ventral einengen sind kleiner. Zum einem wurden die Halswirbelsäulen nicht vorbelastet, indem sie mit 20 N komprimiert wurden, wie es der Fall bei der Studie von Chen et al. war. Zum anderen ist eine maximale Flexion oder Extension der HWS im MRT nicht uneingeschränkt möglich, da diese gerätebedingt oder durch die Schmerzen der Patienten eingeschränkt wird.

Die in der aktuellen Untersuchung ermittelten Ergebnisse für die maximal einengenden Prozesse in Anteflexionsstellung waren in fast allen Segmentebenen deutlich kleiner als die Werte, die in Retroflexionsstellung gemessen wurden. Die einzige Ausnahme bildet das Übergangsegment C7/T1, bei dem in Anteflexion eine maximale Protrusion 1,7 mm misst. Im Vergleich dazu ist in Retroflexion nur eine maximale Vorwölbung von 1,5 mm messbar. Dieses kann auf Grund einer Spondylolisthesis und der bei dieser Studie angewandten Methode zu Messung der vorhandenen Prozesse zurückzuführen sein. So sind auch in Flexionsstellung stärker einengende Veränderungen bei Patienten mit rheumatoiden Wirbelsäulenveränderungen nachweisbar (Allmann et al. 1998). Als eine Ursache werden hier Instabilitäten angenommen.

Die in Neutralstellung am stärksten betroffenen Segmente C5/C6 und C6/C7 weisen im Durchschnitt auch in Anteflexion und Retroflexion die stärksten einengenden Veränderungen auf. Dabei variiert jedoch das Segment C5/C6 viel stärker als C6/C7. Dieses kann eventuell damit begründet werden, dass im Gelenk C6/C7 eine geringere Beweglichkeit vorhanden ist (Miyazaki et al. 2008a).

5.4.2 Der subarachnoidale Raum in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Bei den aktuell untersuchten Patienten zeigen sich deutliche Unterschiede des Durchmessers des Subarachnoidalraumes gemessen bei sagittalen Schnittbildern in Abhängigkeit von der Einstellung in Anteflexion oder

Retroflexion. Somit ist der subarachnoidale Raum im Mittel in Anteflexion am weitesten, in Retroflexion am engsten und in Neutralposition im dazwischengelegenen Bereich. Diese verschiedenen Werte sind dadurch zu erklären, dass die einengende Prozesse wie Protrusionen von Anteflexion zu Retroflexion zunehmen. Durch die Vorwölbung in den Spinalkanal wird der subarachnoidale Raum weiter eingeengt. Diese Veränderungen wurden ebenfalls von Nägele beschrieben, jedoch wurden diese nicht weiter quantifiziert (Nägele et al. 1992).

Die im vorherigen Kapitel erwähnte Forschungsgruppe Chen et al. untersuchte ebenfalls den Einfluss von Flexion und Extension auf die Weite des Spinalkanals an der unteren HWS (C4-C7) (Chen et al. 1994). Eine Kompression der Wirbelsäule führte dabei zu einer Protrusion von 1.13 mm und zu einer Verkleinerung der Spinalkanalweite um 10,1%. Ein Vergleich von Flexion (Anteflexion) zu Extension (Retroflexion) ergab hierbei eine Änderung der Bandscheibenvorwölbungen von 1.16 mm, welches 10.8% des subarachnoidalen Raumes entsprach. Das Ligamentum flavum änderte sich um 2.68 mm, also 24.3% des Spinalkanaldurchmessers. Somit ist eine deutliche Einengung des Spinalkanales in Retroflexion beschrieben, die auch zu einer Verkleinerung des subarachnoidalen Raumes führen kann. Eine Vergrößerung des Durchmessers des Spinalkanals und des subarachnoidalen Raumes tritt hingegen in Anteflexionsstellung auf. Eine ähnliche Studie untersuchte die Auswirkungen von Extension und Überextension von bis zu 45°. Dabei wölbte sich das Ligamentum flavum sogar um bis zu 3,4 mm in den Spinalkanal. Von dieser höhergradigen Einengung war das Segment C5/C6 am stärksten betroffen (Gu et al. 2006).

5.4.3 Der Myelondurchmesser in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Die Auswertung der gemessenen Myelondurchmesser zeigt, dass das Myelon im oberen Drittel der HWS mit fast 8 mm im Mittel am kräftigsten ist. Der Durchmesser verringert sich dann fast konstant im Verlauf nach kaudal auf ca. 6,7 mm. Auch eine Variation der Werte wird in Abhängigkeit von der Einstellung in Anteflexion und Retroflexion festgestellt.

Ein signifikanter Unterschied des Myelondurchmessers kommt bei der Analyse der einzelnen Segmente zur Darstellung. Diese Abweichungen ist für die Höhen C2/C3, C5/C6, C6/C7 und C7/T1 signifikant verifizierbar, abhängig davon, ob die Messung in Retroflexion oder Anteflexion durchgeführt wird. In diesen Segmenten zeigt sich jedoch nur ein sehr geringer Unterschied von ca. 0,2 mm. Zusammenfassend muss gesagt werden, dass sich die Messmethoden zwar für einzelne Höhen voneinander unterscheiden, aber nicht für alle. Die ermittelten Ergebnisse weisen keinen eindeutigen Unterschied auf. Die größeren Werte in Retroflexion können damit interpretiert werden, dass sich bei Retroflexion der Spinalkanal verkürzt und dadurch das Myelon komprimiert wird und sich etwas verdickt. Folglich wird bei Anteflexion das Myelon gestreckt und verringert seinen Durchmesser etwas, weil der Spinalkanal sich etwas verlängert. Dieser Sachverhalt ist jedoch nicht für die Segmente C3/C4 oder C4/C5 nachweisbar gewesen.

Bei der Untersuchung von Patienten mit rheumatoider Arthritis von 1998 durch Allmann et al. konnten in Anteflexionsstellung im Vergleich zur Retroflexion doppelt so viele Myelonkompressionen nachgewiesen werden (Allmann et al. 1998). Dieses Ergebnis unterscheidet sich stark von den in dieser Studie ermittelten Werte. Da rheumatoide Erkrankungen auch zu Instabilitäten führen können, muss davon ausgehen werden, dass eine Spondylolisthesis durch Anteflexion verstärkt wird. Eine entscheidende Rolle spielen dabei auch die Facettengelenke. Durch eine Retroflexion werden die Facettengelenke näher zusammengeführt und daher stabilisiert. Es kommt somit zu einer geringeren Mobilität. In Anteflexion kann es im Falle eines instabilen Bandapparats dazu kommen, dass die Wirbelkörper sich über das gewollte Maß hinausbewegen und so Spinalkanalstenosen bedingen. Diese kommen zustande, dass die Gelenkflächen der Facettengelenke mit 45° gegenüber der in der Brust oder Lendenwirbelsäule verhältnismäßig flach sind. Dieser flache Winkel ermöglicht der Halswirbelsäule zwar auch eine große Beweglichkeit, bei einem instabilen Bandapparat jedoch, kommt es so auch schneller zu einem Wirbelkörperversatz.

5.4.4 Die Winkel in sagittaler Schnittebene in Anteflexions- und Retroflexionsstellung

Bei der Begutachtung der Winkel ergab sich einen signifikanten Unterschied, ob die Messung in Anteflexionsstellung oder in Retroflexionsstellung durchgeführt wurde. Allgemein fällt eine deutlich höhere Beweglichkeit im mittleren Bereich der HWS, ausgehend von C3/C4 bis auf Höhe von C6/C7 reichend, auf. Deutlich weniger beweglich zeigten sich das C2/C3-Segment und das Übergangsegment C7/T1. In Anteflexionsstellung wurde ein durchschnittlicher Gesamtwinkel von C2 zu T1 von $0^\circ \pm 12^\circ$ gemessen. Die Mittelwerte des Gesamtwinkels in Retroflexionsstellung waren im Durchschnitt mit $-36^\circ \pm 13^\circ$ deutlich lordotischer als die zuvor erwähnten Ergebnisse. Die gesamte Beweglichkeit zwischen C2 und T1 wurde mit $36^\circ \pm 10^\circ$ bestimmt, wenn man sich auf die Werte, die maximaler Anteflexions- und maximalen Retroflexionsstellung ermittelt wurden, bezieht. Diese Werte sind dadurch limitiert, dass bei der Lagerung der Patienten oft Einschränkungen auftraten. Durch die festmontierte Spule war bei vielen Patienten eine methodenbedingte Limitation vorhanden. Die aktuell ermittelten Werte sind also nur begrenzt aussagekräftig, da viele Patienten eine stärkere Flexionsstellung nicht einnehmen konnten, obwohl ihnen dies teilweise möglich gewesen wäre. Eine Interpretation des Zusammenhanges zwischen Schmerzen, die die Patienten angaben, und der maximal möglichen Beweglichkeit der HWS war somit nur sehr schwer möglich. Die Option eines Upright-MRTs wäre für eine Fragestellung mit der Untersuchung des maximalen Bewegungsumfanges ideal. Ein weiterer Vorteil bei der Verwendung eines solchen MRT-Gerätes besteht darin, dass somit gleichzeitig die Auswirkungen der Schwerkraft auf die relevanten Strukturen im Bereich der HWS mit berücksichtigt werden können. Bei der Diagnostik der lumbalen Wirbelsäule bringt solch ein MRT einen Zugewinn an Informationen, auch wenn dieser wohl sehr klein zu sein scheint (Gedroyc 2008, Alyas et al. 2008). Ein Nachteil dieser offenen Scanner ist die niedrigere Feldstärke mit entsprechend längeren Aquisitionszeiten.

Die sehr hohe Beweglichkeit der Segmente C4/C5 und C5/C6 wurde auch bei anderen Studien festgestellt. Diese Mobilität wurde jedoch eingeschränkt, wenn die Bandscheiben degenerativ verändert waren (Miyazaki et al. 2008a). Es wird auch angenommen, dass Komprimierungen des Myelons dazu führen, dass sich

die Kinematik der HWS ändert (Morishita et al. 2008b). Dies wird mit einem potentiellen Schutz des Rückenmarks bei mechanischer Kompression begründet. Daraus folgt auch eine Verringerung der segmentalen Beweglichkeit. Retrospektiv wurde der Einfluss des Alignments auf die Kinematik und die Degeneration der HWS im Jahr 2008 untersucht (Miyazaki et al. 2008b). Dieses führt zur Annahme, dass durch Halswirbelsäulen Fehlstellung, wie Steilstellung oder Hyperlordose, die Degeneration beschleunigt und auch die Beweglichkeit deutlich schneller beeinträchtigt wird.

Der Einfluss der anatomischen Spinalkanalweite auf die Beweglichkeit der HWS wurde 2009 von oben bereits erwähnten Morishita et al. untersucht. Man stellte fest, dass Menschen die größte Mobilität in C5/C6, gefolgt von C6/C7 und C4/C5, aufweisen, wenn sie einen engen Spinalkanal besitzen. Diese Beweglichkeit ist signifikant höher als bei Menschen mit einem normal weiten Spinalkanal (Morishita et al. 2009). Dabei nimmt Morishita et al. auch an, dass diese erhöhte Mobilität wahrscheinlich auch eine vermehrte Degeneration begünstigt.

5.4.5 Änderung von der in Anteflexions- und Retroflexionsstellung ermittelten Größe des subarachnoidalen Raumes und des Winkels

Bei dem Vergleich der kinematischen Aufnahmen von Anteflexions- und Retroflexionsstellung ergeben sich wie oben schon beschrieben unterschiedliche Werte für die Größe des subarachnoidalen Raumes und die gemessenen Winkel.

Die Änderung der Größe des subarachnoidalen Raumes korreliert schwach signifikant mit der anhand des NPAD festgestellten Schmerzwahrnehmung. Es ist davon auszugehen, dass Patienten mehr Einschränkungen aufweisen, wenn es zu einer größeren Änderung des subarachnoidalen Raumes kommt. Diese Änderung ist am häufigsten, wenn die entsprechende Segmentebene degenerative Veränderungen aufweist. Die stärksten Änderungen zeigte das Segment C5/C6. Dabei war im Mittel der subarachnoidale Raum in Retroflexion 10% kleiner als in Anteflexionsstellung. Der SAR in Retroflexion war teilweise bei

den Segmenten C4/C5, C5/C6 und C6/C7 um bis zu 28% kleiner als die in Anteflexion ermittelten Werte. Diese deutliche funktionelle Änderung wird unterlegt, wenn man die absoluten Werte betrachten. Eine Verkleinerung des subduralen Raumes auf ca. 6 bis 6,5 mm in Retroflexionsstellung kann somit entstehen. Bei dieser Größenordnung ist eine Kompression des Myelons sehr wahrscheinlich, sodass die Entstehung der Beschwerden darauf zurückgeführt werden könnte.

Die Differenz aus den in Anteflexion und Retroflexionsstellung festgestellten Winkeln gibt die Beweglichkeit der einzelnen Segmente wieder. Diese ist in den mittleren Segmenten besonders groß und lag zwischen 7° bis 10°. Diese sind deutlich größer als die Änderung, die zwischen C2/C3 und C7/T1 mit unter 5° bestimmt wurde. Der maximale Bewegungsumfang wurde ebenfalls in den mittleren Segmenten ermittelt. Dabei wurde besonders auf Höhe von C5/C6 mit über 20° ein sehr hoher Wert für nur ein Segment ermittelt. Im Vergleich dazu haben Morishita et al. die Segmente C3/C4 bis C6/C7 in einem Upright-MRT untersucht. Dieses bietet eine bessere Möglichkeit die maximale Ante- und Retroflexion zu erreichen. Patienten wurden hierzu nach Stärke der Bandscheibendegenerationen und der Myelonkompression eingeteilt. Die gemessenen Winkel waren mit zwischen 17° - 27° (bei keiner Kompression) und 12° - 24° (bei deutlicher Kompression) deutlich größer als die von uns ermittelten Werte (Morishita et al. 2008b).

Bei der Korrelation von diesen beiden Änderungen zueinander konnte gezeigt werden, dass es bei Segmenten, die stark beweglich sind, zu einer Zunahme von Prozessen, die den subarachnoidalen Raum einengen, kommt. Diese Korrelation erwies sich als mittelgradig signifikant. Von Miyazaki et al. wurde untersucht, ob dieser Zusammenhang auf eine Degeneration der Bandscheiben zurückzuführen sei. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen Degeneration und der gemessenen Winkel konnte dabei aber nicht festgestellt werden (Miyazaki et al. 2008a).

5.5 Methodenkritik

Der Radius der größtmöglichen Flexion wurde durch die von uns verwendete stationäre Spule bei einigen Patienten vor dem, was maximal körperlich möglich gewesen wäre, eingeschränkt. Ebenso wurde bei Patienten mit sehr kurzem Hals die Flexionsbewegung vorzeitig durch die Spule beschränkt. Hierbei ergab sich das Problem, dass einem Patienten dabei übel wurde und er sich übergeben musste. Ein weiteres Problem ergab sich bei Patienten die stark übergewichtig waren oder die einen weit nach ventral reichenden oberen Brustkorb hatten. Die Unterpolsterung der Schulter war in diesen Fällen nicht sehr gut möglich und es kam zur Einschränkung der dorsalen Extension, obwohl das maximal körperlich mögliche noch nicht erreicht war. Sowohl in Flexions- als auch in Extensionsstellung wäre eine nicht stationäre Spule die bessere Wahl gewesen. Auch die Untersuchung mit einem speziellen Positionsgestell mit regelbaren Flexions- und Extensionseinstellungsparametern wäre für diese Untersuchung möglich gewesen (Allmann et al. 1998). Da ein Ziel jedoch eine Anwendung dieser Methode auch ohne spezielle Geräte war, wurde bei unserer Studie davon abgesehen.

Die Funktionellen Aufnahmen können auch mit konventioneller Technik durchgeführt werden, jedoch sind Informationen über die Beschaffenheit der Weichteilstrukturen oder Myelonkompressionen als sehr gering anzusehen (Krodel et al. 1990).

Bei Untersuchungen der lumbalen Wirbelsäule ist bei kinematischen Aufnahmen eine verbesserte Diagnostik von Bandscheibenprotrusionen möglich. Dabei erhöht sich der Grad an vorhandenen Protrusionen signifikant bei Anteflexions- und Retroflexionsaufnahmen im Vergleich zu Neutralstellung (Zou et al. 2008).

6 Schlussfolgerungen

Die aktuelle Studie bestätigt die schon in früheren Studien festgestellten Ergebnisse, welche die funktionellen Aufnahmen als einen Zugewinn bei der Diagnostik von HWS-Beschwerden ansehen.

Zusätzlich dazu wurden die Veränderungen untersucht, welche durch Funktionsaufnahmen im Vergleich zu Aufnahmen in der Neutralstellung sichtbar gemacht werden konnten, sowie deren Einfluss auf die Weite des subarachnoidalen Raumes und Bezug auf den Myelondurchmesser in sagittaler Schnittebene analysiert.

Zum einen zeigt die vorliegende Studie, dass die in dem Fragebogen festgestellten Schweregrade der Schmerzen und der Alltagsbeeinträchtigung kaum mit den in Neutralstellung ermittelten Ergebnissen von MRT-Untersuchungen in sagittaler Schnittebene korrelieren. Zum anderen jedoch bieten die kinematischen Aufnahmen einige zusätzliche Befunde, die häufig zu neuen Erkenntnissen bei einem meist unklaren Befund des ‚zervikalen Syndroms‘ führen. Dadurch können dynamische Veränderungen erfasst werden, wie sie bei alltäglichen Bewegungen auftreten können. Den subarachnoidalen Raum relevant einengende Prozesse sind oft erst in Retroflexionsstellung in Erscheinung getreten beziehungsweise ist eine Verstärkung dieser Prozesse sichtbar geworden. Es kann daher angenommen werden, dass gerade solche unentdeckten Veränderungen im normalen klinischen Alltag zu Fehldiagnosen führen können. Daraus können für den Patienten und Arzt unbefriedigende Behandlungsversuche folgen, die den Leidensdruck des Betroffenen nur mäßig oder gar nicht mindern.

Gerade bei unklaren zervikalen Befunden oder solchen, die nicht mit dem anamnestisch erhobenen Beschwerdebild übereinstimmen bietet sich eine weiterführende Diagnostik mit kinematischen Aufnahmen an. Aktuell war es jedoch nicht möglich alle Zusammenhänge der Morphologie der HWS exakt aufzuschlüsseln.

Die Vielschichtigkeit des zervikalen Syndroms und der komplexe Aufbau der HWS erfordern eine Kooperation zwischen Klinikern sowie Radiologen, da einerseits die Anamneseerhebung und andererseits die exakte radiologische Befundung von immenser Bedeutung sind, um den Betroffenen eine bestmögliche Behandlung gewährleisten zu können.

7 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Allmann KH, Uhl M, Uhrmeister P, Neumann K, von Kempis J, Langer M. 1998. Functional MR imaging of the cervical spine in patients with rheumatoid arthritis. *Acta Radiol*, 39 (5):543-546.
- Alyas F, Connell D, Saifuddin A. 2008. Upright positional MRI of the lumbar spine. *Clin Radiol*, 63 (9):1035-1048.
- Andersson HI, Ejlertsson G, Leden I, Rosenberg C. 1993. Chronic pain in a geographically defined general population: studies of differences in age, gender, social class, and pain localization. *Clin J Pain*, 9 (3):174-182.
- Bell GR, Stearns KL. 1991. Flexion-extension MRI of the upper rheumatoid cervical spine. *Orthopedics*, 14 (9):969-973; discussion 973-964.
- Bovim G, Schrader H, Sand T. 1994. Neck pain in the general population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (12):1307-1309.
- Cassidy JD, Carroll LJ, Cote P. 1998. The Saskatchewan health and back pain survey. The prevalence of low back pain and related disability in Saskatchewan adults. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (17):1860-1866; discussion 1867.
- Chen IH, Vasavada A, Panjabi MM. 1994. Kinematics of the cervical spine canal: changes with sagittal plane loads. *J Spinal Disord*, 7 (2):93-101.
- Cooley JR, Danielson CD, Schultz GD, Hall TA. 2001. Posterior disk displacement: morphologic assessment and measurement reliability--cervical spine. *J Manipulative Physiol Ther*, 24 (9):560-568.
- DeVries R. M., Manne A. 2003. Cervical MRI. Part I: a basic overview. *Clinical Chiropractic*, 6 (3-4):137-143.
- Dimnet J, Pasquet A, Krag MH, Panjabi MM. 1982. Cervical spine motion in the sagittal plane: kinematic and geometric parameters. *J Biomech*, 15 (12):959-969.
- Edwards WC, LaRocca H. 1983. The developmental segmental sagittal diameter of the cervical spinal canal in patients with cervical spondylosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8 (1):20-27.
- Elen A, Hermans J, Ganame J, Loeckx D, Bogaert J, Maes F, Suetens P. 2010. Automatic 3-D breath-hold related motion correction of dynamic multislice MRI. *IEEE Trans Med Imaging*, 29 (3):868-878.

-
- Enzmann DR, Pelc NJ. 1991. Normal flow patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with phase-contrast cine MR imaging. *Radiology*, 178 (2):467-474.
- Fellner C, Menzel C, Fellner FA, Ginthoer C, Zorger N, Schreyer A, Jung EM, Feuerbach S, Finkenzeller T. 2010. BLADE in sagittal T2-weighted MR imaging of the cervical spine. *AJNR Am J Neuroradiol*, 31 (4):674-681.
- Forbes KP, Pipe JG, Karis JP, Farthing V, Heiserman JE. 2003. Brain imaging in the unsedated pediatric patient: comparison of periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction and single-shot fast spin-echo sequences. *AJNR Am J Neuroradiol*, 24 (5):794-798.
- Gedroyc WM. 2008. Upright positional MRI of the lumbar spine. *Clin Radiol*, 63 (9):1049-1050.
- Gilbert JW, Wheeler GR, Mick GE, Herder SL, Richardson GB, Wyttenbach WH, Broughton PG. 2010. Positional MR imaging. *J Neurosurg Spine*, 12 (4):440; author reply 440.
- Goolkasian P. 2003. Neck Pain and Disability Scale: a critical evaluation. *Expert Rev Pharmacoecon Outcomes Res*, 3 (4):379-382.
- Goolkasian P, Wheeler AH, Gretz SS. 2002. The neck pain and disability scale: test-retest reliability and construct validity. *Clin J Pain*, 18 (4):245-250.
- Gorres G, Mader I, Proske M. 1998. Subjective and objective image qualities: a comparison of sagittal T2 weighted spin-echo and Turbo-spin-echo sequences in magnetic resonance imaging of the spine by use of a subjective ranking system. *Rontgenpraxis*, 51 (7):258-265.
- Griffen MM, Frykberg ER, Kerwin AJ, Schinco MA, Tepas JJ, Rowe K, Abboud J. 2003. Radiographic clearance of blunt cervical spine injury: plain radiograph or computed tomography scan? *J Trauma*, 55 (2):222-226; discussion 226-227.
- Gu R, Zhu Q, Lin Y, Yang X, Gao Z, Tanaka Y. 2006. Dynamic canal encroachment of ligamentum flavum: an in vitro study of cadaveric specimens. *J Spinal Disord Tech*, 19 (3):187-190.
- Hayashi H, Okada K, Hamada M, Tada K, Ueno R. 1987. Etiologic factors of myelopathy. A radiographic evaluation of the aging changes in the cervical spine. *Clin Orthop Relat Res*, (214):200-209.
- Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K. 2008a. MRI artifact reduction and quality improvement in the upper abdomen with PROPELLER and prospective acquisition correction (PACE) technique. *AJR Am J Roentgenol*, 191 (4):1154-1158.
- Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K. 2008b. Evaluation of motion correction effect and image quality with the

- periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) (BLADE) and parallel imaging acquisition technique in the upper abdomen. *J Magn Reson Imaging*, 28 (4):957-962.
- Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Okada T, Shibata T, Togashi K. 2009. Hepatic lesions: improved image quality and detection with the periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction technique--evaluation of SPIO-enhanced T2-weighted MR images. *Radiology*, 251 (2):388-397.
- Huskisson EC. 1974. Measurement of pain. *Lancet*, 2 (7889):1127-1131.
- Jackson R. 2010. The classic: the cervical syndrome. 1949. *Clin Orthop Relat Res*, 468 (7):1739-1745.
- Jenkins JP, Hickey DS, Zhu XP, Machin M, Isherwood I. 1985. MR imaging of the intervertebral disc: a quantitative study. *Br J Radiol*, 58 (692):705-709.
- Kalin R, Stanton MS. 2005. Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients. *Pacing Clin Electrophysiol*, 28 (4):326-328.
- Killen DA, Lance EM. 1960. Experimental appraisal of the agents employed as angiocardigraphic and aortographic contrast media. II. Nephrotoxicity. *Surgery*, 47:260-265.
- Kolstad F, Myhr G, Kvistad KA, Nygaard OP, Leivseth G. 2005. Degeneration and height of cervical discs classified from MRI compared with precise height measurements from radiographs. *Eur J Radiol*, 55 (3):415-420.
- Krodel A, Refior HJ, Westermann S. 1990. The importance of functional magnetic resonance imaging (MRI) in the planning of stabilizing operations on the cervical spine in rheumatoid patients. *Arch Orthop Trauma Surg*, 109 (1):30-33.
- Lance EM, Killen DA. 1959. Experimental appraisal of the agents employed as angiocardigraphic and aortographic contrast media. I. Neurotoxicity. *Surgery*, 46:1107-1117.
- Larsen DW, Teitelbaum GP, Norman D. 1996. Cerebrospinal fluid flow artifact. A possible pitfall on fast-spin-echo MR imaging of the spine simulating intradural pathology. *Clin Imaging*, 20 (2):140-142.
- Lee MJ, Cassinelli EH, Riew KD. 2007. Prevalence of cervical spine stenosis. Anatomic study in cadavers. *J Bone Joint Surg Am*, 89 (2):376-380.
- Lee SH, Kang CH, Derby R, Yang SN, Lee JE, Kim JH, Kim SS, Lee JH. 2008. Ultrasound-guided radiofrequency neurotomy in cervical spine: sonoanatomic study of a new technique in cadavers. *Clin Radiol*, 63 (11):1205-1212.

- Lehto IJ, Tertti MO, Komu ME, Paajanen HE, Tuominen J, Kormano MJ. 1994. Age-related MRI changes at 0.1 T in cervical discs in asymptomatic subjects. *Neuroradiology*, 36 (1):49-53.
- Loney PL, Stratford PW. 1999. The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Phys Ther*, 79 (4):384-396.
- Lundberg GD. 2008. MRI is the new gold standard for excluding cervical spine injury in patients with blunt trauma. *Medscape J Med*, 10 (4):100.
- Mattei E, Calcagnini G, Triventi M, Censi F, Bartolini P, Kainz W, Bassen H. 2006. MRI induced heating of pacemaker leads: effect of temperature probe positioning and pacemaker placement on lead tip heating and local SAR. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 1:1889-1892.
- Mawhinney RR, Preston BJ, Buckley JH, Lloyd-Jones K, Worthington BS. 1986. Assessment of the relative impact of magnetic resonance imaging on the evaluation of rheumatoid disease of the cervical spine. *Acta Radiol Suppl*, 369:708-710.
- Menaker J, Stein DM, Philp AS, Scalea TM. 2010. 40-slice multidetector CT: is MRI still necessary for cervical spine clearance after blunt trauma? *Am Surg*, 76 (2):157-163.
- Mendes J, Kholmovski E, Parker DL. 2009. Rigid-body motion correction with self-navigation MRI. *Magn Reson Med*, 61 (3):739-747.
- Miyazaki M, Hong SW, Yoon SH, Zou J, Tow B, Alanay A, Abitbol JJ, Wang JC. 2008a. Kinematic analysis of the relationship between the grade of disc degeneration and motion unit of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33 (2):187-193.
- Miyazaki M, Hymanson HJ, Morishita Y, He W, Zhang H, Wu G, Kong MH, Tsumura H, Wang JC. 2008b. Kinematic analysis of the relationship between sagittal alignment and disc degeneration in the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33 (23):E870-876.
- Modic MT, Weinstein MA, Pavlicek W, Boumpfrey F, Starnes D, Duchesneau PM. 1983. Magnetic resonance imaging of the cervical spine: technical and clinical observations. *AJR Am J Roentgenol*, 141 (6):1129-1136.
- Morishita Y, Naito M, Hymanson H, Miyazaki M, Wu G, Wang JC. 2009. The relationship between the cervical spinal canal diameter and the pathological changes in the cervical spine. *Eur Spine J*, 18 (6):877-883.
- Morishita Y, Hymanson H, Miyazaki M, Zhang HH, He W, Wu G, Kong MH, Wang JC. 2008a. Kinematic evaluation of the spine: a kinetic magnetic resonance imaging study. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 16 (3):348-350.
- Morishita Y, Hida S, Miyazaki M, Hong SW, Zou J, Wei F, Naito M, Wang JC. 2008b. The effects of the degenerative changes in the functional spinal

- unit on the kinematics of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33 (6):E178-182.
- Nägele M, Koch W, Kaden B, Woll B, Reiser M. 1992. [Dynamic functional MRT of the cervical spine]. *Rofo*, 157 (3):222-228.
- Narouze S. 2008. Ultrasonography in pain medicine: a sneak peak at the future. *Pain Pract*, 8 (4):223-225.
- Narouze S, Peng PW. 2010. Ultrasound-guided interventional procedures in pain medicine: a review of anatomy, sonoanatomy, and procedures. Part II: axial structures. *Reg Anesth Pain Med*, 35 (4):386-396.
- Narouze SN. 2012. Ultrasound-guided cervical spine injections: ultrasound "prevents" whereas contrast fluoroscopy "detects" intravascular injections. *Reg Anesth Pain Med*, 37 (2):127-130.
- Ozdoba C, Gralla J, Rieke A, Binggeli R, Schroth G. 2011. Myelography in the Age of MRI: Why We Do It, and How We Do It. *Radiol Res Pract*, 2011:329017.
- Panagiotacopulos ND, Pope MH, Krag MH, Block R. 1987. Water content in human intervertebral discs. Part I. Measurement by magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12 (9):912-917.
- Pfirrmann CW, Metzdorf A, Zanetti M, Hodler J, Boos N. 2001. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (17):1873-1878.
- Pipe JG. 1999. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med*, 42 (5):963-969.
- Ragoschke-Schumm A, Schmidt P, Schumm J, Reimann G, Mentzel HJ, Kaiser WA, Mayer TE. 2011. Decreased CSF-flow artefacts in T2 imaging of the cervical spine with periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER/BLADE). *Neuroradiology*, 53 (1):13-18.
- RocheLexikon. 2003. <http://www.tk.de/rochelexikon>. © Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München – Jena 2003 5., neubearbeitete und erweiterte Auflage – 2003 (Dagmar Reiche (Projektleitung), Michael Bindig, Dr. Norbert Boss, Dr. Günter Wangerin).
- Scherer M, Blozik E, Himmel W, Laptinskaya D, Kochen MM, Herrmann-Lingen C. 2008. Psychometric properties of a German version of the neck pain and disability scale. *Eur Spine J*, 17 (7):922-929.
- Schumacher J, Braehler E. 1999. [The prevalence of pain in the German population: results of population-based studies with the Giessen Subjective

-
- Complaints List (Giessener Beschwerdebogen GBB)]. Schmerz, 13 (6):375-384.
- Siegenthaler A, Mlekusch S, Schliessbach J, Curatolo M, Eichenberger U. 2012. Ultrasound imaging to estimate risk of esophageal and vascular puncture after conventional stellate ganglion block. Reg Anesth Pain Med, 37 (2):224-227.
- Simon S, Davis M, Odhner D, Udupa J, Winkelstein B. 2006. CT imaging techniques for describing motions of the cervicothoracic junction and cervical spine during flexion, extension, and cervical traction. Spine (Phila Pa 1976), 31 (1):44-50.
- Taber KH, Herrick RC, Weathers SW, Kumar AJ, Schomer DF, Hayman LA. 1998. Pitfalls and artifacts encountered in clinical MR imaging of the spine. Radiographics, 18 (6):1499-1521.
- Tamhane AA, Arfanakis K. 2009. Motion correction in periodically-rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) and turboprop MRI. Magn Reson Med, 62 (1):174-182.
- Tertti M, Paajanen H, Laato M, Aho H, Komu M, Kormano M. 1991. Disc degeneration in magnetic resonance imaging. A comparative biochemical, histologic, and radiologic study in cadaver spines. Spine (Phila Pa 1976), 16 (6):629-634.
- Torg JS, Naranja RJ, Jr., Pavlov H, Galinat BJ, Warren R, Stine RA. 1996. The relationship of developmental narrowing of the cervical spinal canal to reversible and irreversible injury of the cervical spinal cord in football players. J Bone Joint Surg Am, 78 (9):1308-1314.
- Urban JP, Roberts S. 2003. Degeneration of the intervertebral disc. Arthritis Res Ther, 5 (3):120-130.
- Weishaupt D, Schmid MR, Zanetti M, Boos N, Romanowski B, Kissling RO, Dvorak J, Hodler J. 2000. Positional MR imaging of the lumbar spine: does it demonstrate nerve root compromise not visible at conventional MR imaging? Radiology, 215 (1):247-253.
- Wheeler AH, Goolkasian P, Baird AC, Darden BV, 2nd. 1999. Development of the Neck Pain and Disability Scale. Item analysis, face, and criterion-related validity. Spine (Phila Pa 1976), 24 (13):1290-1294.
- White N, Roddey C, Shankaranarayanan A, Han E, Rettmann D, Santos J, Kuperman J, Dale A. 2010. PROMO: Real-time prospective motion correction in MRI using image-based tracking. Magn Reson Med, 63 (1):91-105.
- Zou J, Yang H, Miyazaki M, Wei F, Hong SW, Yoon SH, Morishita Y, Wang JC. 2008. Missed lumbar disc herniations diagnosed with kinetic magnetic resonance imaging. Spine (Phila Pa 1976), 33 (5):E140-144.

8 Anhang

Name: _____

Geb.-Datum: _____

Körpergewicht: _____ kg

Körpergröße: _____ cm

1. Wie stark sind Ihre Nackenschmerzen heute?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

2. Wie stark sind Ihre Nackenschmerzen durchschnittlich?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

3. Wie schlimm sind die Nackenschmerzen, wenn sie am stärksten sind?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

4. Wird Ihr Schlaf von den Nackenschmerzen beeinträchtigt?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

5. Wie stark sind die Nackenschmerzen im Stehen?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

6. Wie stark sind die Nackenschmerzen im Gehen?

kein Schmerz | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | stärkster Schmerz

7. Wird das Autofahren durch Ihre Nackenschmerzen beeinträchtigt?

gar nicht | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | kann nicht fahren

8. Werden Alltagsaktivitäten durch die Nackenschmerzen beeinträchtigt?

gar nicht | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | immer

9. Stören Sie die Nackenschmerzen, während Sie sich erholen?

gar nicht | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | immer

10. Wird Ihre Arbeit durch die Nackenschmerzen beeinflusst?

gar nicht | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | kann nicht arbeiten

11. Beeinträchtigen Sie ihre Nackenschmerzen beim Essen oder bei der Körperpflege (Waschen, Ankleiden etc.)?

gar nicht |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| immer

12. Werden Ihre persönlichen Beziehungen (Familie, Freunde, Sexualität etc.) durch die Nackenschmerzen beeinträchtigt?

gar nicht |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| immer

13. Wie stark haben die Nackenschmerzen Ihre Lebensperspektiven und Ihre Zukunft verändert?

nicht verändert |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| völlig verändert

14. Beeinflusst der Nackenschmerz Ihre Gefühle?

gar nicht |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| völlig

15. Beeinflusst der Nackenschmerz Ihr Denkvermögen oder ihre Konzentration?

gar nicht |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| völlig

16. Wie steif ist ihr Nacken?

gar nicht steif |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| völlig steif

17. Wie stark ist die Beweglichkeit Ihres Kopfes gestört?

gar nicht gestört |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| kann meinen Kopf
nicht mehr bewegen

18. Wie schwer fällt es Ihnen, den Kopf nach oben oder nach unten zu richten?

gar nicht schwer |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| sehr schwer

19. Wie schwer fällt es Ihnen, (aufgrund Ihrer Nackenschmerzen) über Kopf zu arbeiten?

keine Probleme |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| kann nicht über
Kopf arbeiten

20. Wie gut helfen Ihnen Schmerztabletten gegen Ihre Nackenschmerzen?

völlige Schmerzfreiheit |__0__|__1__|__2__|__3__|__4__|__5__| keine Linderung

Anhang 1: NPAD-d – Neck Pain and Disability Scale (deutsch)

Parameter	Blade	TSE
Routine		
Schichten	13	13
Distanzfaktor	10%	10%
Orientierung	S > T2.1	S > T-1.1
Phasenkodierrichtung	H >> F	H >> F
Rotation	90.00 Grad	90.00 Grad
Phasenoversampling	25%	100%
FoV Auslese	220	220
FoV Phase	100%	100%
Schichtdicke	3.0 mm	3.0 mm
TR	3550 ms	4090 ms
TE	118 ms	104 ms
Mittelungen	1	2
Verknüpfungen	1	1
Spulenelemente	NE1,2	NE1,2
Auflösung		
Basis-Auflösung	384	384
Phasenauflösung		75%
Phasen Partial Fourier		Erlaubt
Trajektorie	BLADE	Kartesisch
Interpolation	Aus	Aus
BLADE-Abdeckung	100%	-
Kontrast		
Flipwinkel	140 Grad	160 Grad
Fettunterdrückung	Keine	Keine
Fettsättiger Art	Stark	Stark
Wasserunterdrückung	Keine	Keine
Magn. Wiederherstell.	Ein	Ein
Mittelungsmodus	Kurzzeit	Langzeit
Rekonstruktion	Betrag	Betrag
Messungen	1	1
Mehrere Serien	Jede Messung	Jede Messung
Sequenz		
Einleitung	Ein	Ein
Dimension	2D	2D
Kompensere T2 Zerfall	Aus	Aus
Reduz. Bewegungsempf.	-	Ein
Kontraste	1	1
Bandbreite	260Hz/Px	260Hz/Px
Flusskompensation	Auslese	Auslese
Erlaubte Verzögerung	30 s	60 s
Echoabstand	9.82 ms	10.4ms
Definiere	Turbo Faktor	Turbo Faktor
Turbo Faktor	23	34
Echozüge pro Schicht	33	17
HF-Puls-Typ	SAR klein	SAR klein
Gradientenmodus	Schnell	Normal
Dauer	2:02	2:25

Anhang 2: Messparameter von T2-TSE und T2-BLADE im Vergleich

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Florian Andreas Rauer
Geburtsdatum:	24.04.1986
Geburtsort:	Naumburg

Schulbildung:

September 1996 – Mai 2005	Domgymnasium Naumburg
Juni 2005	Allgemeine Hochschulreife

Studium / Beruf:

Oktober 2005	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
September 2007	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
August 2010 – Juli 2011	Praktisches Jahr
November 2011	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Dezember 2011	Approbation als Arzt
Ab Juni 2012	Weiterbildungsassistent im Fachbereich Radiologie am Klinikum Landshut gGmbH

Danksagung

An erster Stelle bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Thomas E. Mayer für das Überlassen des Themas und die von ihm gebotene Möglichkeit meine Forschung an einem 3-Tesla-Magnet-Resonanz-Tomographen durchführen zu dürfen.

Die Betreuung durch Prof. Mayer und seinem Mitarbeiter Dr. Andreas Ragoschke-Schumm war exzellent, beide standen mir stets mit Ihrem Fachwissen, Ihrer konstruktiven Kritik und Ihren vielen Ideen bei und gaben mir so immer wieder den nötigen Anschwung.

Trotz meines beendigten Studiums und meines Arbeitsbeginns in Landshut waren beide immer erreichbar und unterstützten mich bei der Verbesserung als auch schließlich dem Abschluss der vorliegenden Arbeit.

Mein besonderer Dank und Wertschätzung gilt meiner Lebensgefährtin, die mich stets ermutigen konnte und mich zur Fertigstellung dieser Arbeit motiviert hat. Sie hat für die nötige Abwechslung neben der Promotion gesorgt.

Meiner Familie und meinen Freunden danke ich für die enorm große moralische Unterstützung und Motivation, die ich oft gebraucht habe.

Außerdem danke ich allen Patienten, die sich freiwillig für die Studie zur Verfügung gestellt haben und somit den Grundstein meiner Arbeit gebildet haben.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. med. Thomas E. Mayer sowie Andreas Ragoschke-Schumm,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

München, 8. November 2013

Florian Andreas Rauer